

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta strojní
Katedra výrobních strojů a konstruování

Návrh kompresního přípravku pro operaci kolene
Design of Compression Fixator for the Knee Surgery

Student: Bc. Jakub Povýšil
Vedoucí diplomové práce: Ing. Oldřich Učeň, Ph.D.

Ostrava 2017

Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Jakub Povýšil**
Studijní program: N2301 Strojní inženýrství
Studijní obor: 3909T001 Konstrukční a procesní inženýrství
Specializace: 20 Výrobní stroje a zařízení
Téma: **Návrh kompresního přípravku pro operaci kolena**
Design of Compression Fixator for the Knee Surgery
Jazyk vypracování: čeština

Zásady pro vypracování:

Navrhněte kompresní přípravek pro operaci kolena. Přípravek má sloužit k zavádění šroubků do kosti případně K-drátů. Přípravek bude vybaven cílícím vyměnitelným pouzdrům. Vyměnitelná pouzdra musí umožňovat zavedení šroubu. Vyměnitelná pouzdra musí být konstruována tak, aby z přípravku samovolně nevypadávala. Na pouzdrech nebo přípravku musí být kalibrační značky, které umožní odměření hloubky vrtání popřípadě potřebnou délku šroubu pro zavedení do kosti. Přípravek musí umožňovat provedení komprese při zavedení před vlastním použitím vrtání.

Vypracujte:

1. Technickou zprávu s popisem funkce navrhovaného zařízení se všemi nezbytnými výpočty.
2. Konstrukční návrh kompresního přípravku.
3. Pevnostní kontrolu důležitých uzlů.
4. 2D výkresovou dokumentaci.

Seznam doporučené odborné literatury:

ČSN 01 6910. *Úprava písemností psaných strojem nebo zpracovaných textovými editory*. Praha: Český normalizační institut, srpen 1997. 36 s.
Leinveber, J., Řasa, J., Vávra, P. *Strojnické tabulky*. 3. vyd. Praha: Scientia, 1999, 985 s. ISBN 80-7183-164-6.
NĚMČEK, M.: *Řešené příklady z částí a mechanismů strojů*. 2. vydání. Skripta VŠB-TU Ostrava, 2008, ISBN 978-80-248-1782-8.
Literární rešerše zpracovaná v rámci Diplomového projektu.
Podklady Fakultní nemocnice Ostrava.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

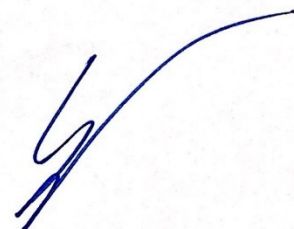
Vedoucí diplomové práce: **Ing. Oldřich Učeň, Ph.D.**

Datum zadání: 09.12.2016

Datum odevzdání: 15.05.2017



doc. Dr. Ing. Ladislav Kovář
vedoucí katedry




doc. Ing. Ivo Hlavatý, Ph.D.
děkan fakulty

Prohlášení studenta

Prohlašuji, že jsem celou diplomovou práci včetně příloh vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a uvedl jsem všechny použité podklady a literaturu.

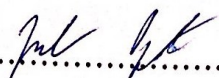
V Ostravě15.5.2017

.....
podpis studenta

Prohlašuji, že

- jsem byl seznámen s tím, že na moji diplomovou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., autorský zákon, zejména § 35 – užití díla v rámci občanských a náboženských obřadů, v rámci školních představení a užití díla školního a § 60 – školní dílo.
- beru na vědomí, že Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava (dále jen „VŠB-TUO“) má právo nevýdělečně ke své vnitřní potřebě diplomovou práci užít (§ 35 odst. 3).
- souhlasím s tím, že diplomová práce bude v elektronické podobě uložena v Ústřední knihovně VŠB-TUO k nahlédnutí a jeden výtisk bude uložen u vedoucího diplomové práce. Souhlasím s tím, že údaje o kvalifikační práci budou zveřejněny v informačním systému VŠB-TUO.
- bylo sjednáno, že s VŠB-TUO, v případě zájmu z její strany, uzavřu licenční smlouvu s oprávněním užít dílo v rozsahu § 12 odst. 4 autorského zákona.
- bylo sjednáno, že užít své dílo – diplomovou práci nebo poskytnout licenci k jejímu využití mohu jen se souhlasem VŠB-TUO, která je oprávněna v takovém případě ode mne požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, které byly VŠB-TUO na vytvoření díla vynaloženy (až do jejich skutečné výše).
- beru na vědomí, že odevzdáním své práce souhlasím se zveřejněním své práce podle zákona č. 111/1998 Sb., o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších předpisů, bez ohledu na výsledek její obhajoby.

V Ostravě 15. 5. 2017

..... 

podpis

Jméno a příjmení autora práce:

Bc. Jakub Povýšil

Adresa trvalého pobytu autora práce:

Ohrada 1848, Vsetín, 755 01

ANOTACE DIPLOMOVÉ PRÁCE

Bc. POVÝŠIL, Jakub. *Návrh kompresního přípravku pro operaci kolene: Diplomová práce*. Ostrava: VŠB – Technická univerzita Ostrava, Fakulta strojní, Katedra výrobních strojů a konstruování, 2017, 90 s. Vedoucí práce: Ing. Učeň, Oldřich Ph.D.

Hlavním cílem této diplomové práce je navržení přípravku sloužícího pro kompresi zlomených částí kostí při operaci kolene. Na základě teoretických i praktických poznatků jsou navrženy čtyři varianty konstrukčního řešení přípravku. U každé varianty jsou uvedeny její výhody a nevýhody. Pro přípravek, který se jeví pro praxi nejvýhodnější, byly provedeny pevnostní výpočty. Pevnostní analýza byla provedena metodou konečných prvků. Konstrukce odpovídá požadavkům na zdravotnické potřeby pro opakované použití. Cíle této práce bylo dosaženo a po provedení dalšího nezbytného testování přípravku by jej mohli lékaři využívat v při operacích.

ANNOTATION OF DIPLOMA THESIS

Bc. POVÝŠIL, Jakub. *Design of Compression Fixator for the Knee Surgery: Diploma thesis*. Ostrava: VŠB – Technical University of Ostrava, Faculty of Mechanical Engineering, department of production machines and design, 2017, 90 p. Thesis head: Ing. Učeň, Oldřich Ph.D.

This diploma thesis aims design of compression fixator for bones fractures, which is using during knee surgery. Based on theoretical and practical knowledge are proposed four design solutions. Each variant has mentioned advantages and disadvantages. The best option of these three designs of compression fixators for practice were performed by the strength calculations. Strength analysis was performed using by finite element method. The design meets the requirements for medical supplies for repeatedly using. The thesis aims were achieved and after other necessary testing could be this compression fixator used for medical operations.

OBSAH

SEZNAM POUŽITÝCH ZNAČEK A SYMBOLŮ	9
SEZNAM ODBORNÝCH VÝRAZŮ	11
ÚVOD	14
1 KOSTI.....	15
1.1 Stehenní kost	16
1.2 Holenní kost	16
1.3 Spojení kostí.....	17
2 KLOUBY	18
2.1 Druhy kloubů	18
2.2 Kolenní kloub.....	20
2.3 Pohyby v kolenním kloubu	21
3 ZRANĚNÍ KOSTÍ KOLENNÍHO KLOUBU	22
3.1 Zlomeniny dolního konce stehenní kosti	23
3.2 Zlomeniny horního konce kosti holenní	24
4 LÉČBA ZLOMENIN	25
4.1 Operační postupy	26
5 OSTEOSYNTETICKÉ MATERIÁLY	34
6 KONSTRUKČNÍ ŘEŠENÍ PŘÍPRAVKU	37
6.1 Požadavky na přípravek	37
6.2 Kostní šrouby a dráty	37
6.3 Varianty navržených přípravků.....	40
6.4 Výsledné konstrukční řešení přípravku.....	49
6.5 Postup použití přípravku při operaci	55
7 PEVNOSTNÍ VÝPOČTY	62
7.1 Pevnostní kontrola pohybového šroubu	62
7.2 Výpočet výšky matice h pohyblivé upínky	66

7.3	Výpočet svěrného spojení v kloubu	68
7.3.1	Třecí spojení v kloubu	70
7.3.2	Tvarové spojení v kloubu vícehranem.....	73
7.3.3	Tvarové spojení vložky v kloubu pomocí hranolu	75
7.4	Výpočet silových poměrů na přípravku	76
8	PEVNOSTNÍ ANALÝZA	78
	ZÁVĚR	83
	SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ	85
	SEZNAM PŘILOŽENÝCH VÝKRESŮ	90
	OBSAH CD-ROMU	90

SEZNAM POUŽITÝCH ZNAČEK A SYMBOLŮ

Označení	Jednotka	Význam
D_1	[mm]	malý průměr závitu matice
F_{o1}	[N]	osová síla v pohybovém šroubu
F_{o2}	[N]	osová síla v upínacím šroubu
F_{pl}	[N]	síla působící na jedné ploše vícehranu
F_t	[N]	třecí síla v závitu
F_{u1}	[N]	utahovací síla prsty jedné ruky
F_{u2}	[N]	utahovací síla
H_1	[mm]	nosná výška závitu
M_k	[N·m]	krouticí moment
M_o	[N·m]	ohybový moment
M_T	[N·m]	třecí moment
M_u	[N·m]	utahovací moment
$M_{uč}$	[N·m]	utahovací moment, jenž je člověk schopen vyvinout
M_Z	[N·m]	moment tření na závitu
P	[mm]	rozteč závitu
P_h	[mm]	stoupání závitu
R_e	[MPa]	mez kluzu materiálu
S_l	[mm ²]	průřez jádra šroubu
S_t	[mm ²]	plocha jedné hrany vícehranu
W_k	[mm ³]	průřezový modul v krutu
W_o	[mm ³]	průřezový modul v ohybu
a	[mm]	délka ramene páky
d	[mm]	velký průměr závitu
d_2	[mm]	střední průměr závitu
d_3	[mm]	malý průměr závitu šroubu
d_d	[mm]	průměr díry v rameni přípravku
d_{d2}	[mm]	průměr dříku šroubu
d_h	[mm]	průměr hlavy upínacího šroubu
d_m	[mm]	průměr matice působící na plochu ramene přípravku
d_{v1}	[mm]	průměr díry v pohybovém šroubu
e	[mm]	maximální posunutí ve směru kolmém k ose pohyb. šroubu

f	[mm]	velikost sražení hrany
f_h	[1]	součinitel tření na dosedací ploše hlavy šroubu,
f_m	[1]	součinitel tření mezi plochou matice a ramenem
f_z	[1]	součinitel smykového tření na závitu
f_s	[1]	součinitel smykového tření ve stykové ploše
h	[mm]	výška matice
i	[1]	počet ploch vícehranu
k_s	[1]	součinitel statické bezpečnosti
l	[mm]	funkční délka spoje
n	[1]	součinitel bezpečnosti
n_h	[1]	počet hran
n_z	[1]	počet chodů závitu
p	[MPa]	měrný tlak
p_l	[MPa]	tlak v dotykové ploše kloubu
p_2	[MPa]	tlak ve styčné ploše hranolu a ramene přípravku
p_D	[MPa]	dovolený měrný tlak
r_1	[mm]	páka, na níž působí síla ruky
r_2	[mm]	rameno, na kterém působí síla vyvozená rukou
r_{pl}	[mm]	rameno působíště síly
z	[1]	počet závitů
α	[°]	úhel profilu
γ	[°]	úhel stoupání závitu
η	[1]	koeficient záběru závitu vzhledem k ploškám na šroubu
π	[1]	matematická konstanta
σ_{Dov}	[MPa]	dovolené napětí
σ_{Mo}	[MPa]	napětí od ohybového momentu
σ_n	[MPa]	normálové napětí
σ_o	[MPa]	napětí v ohybu
σ_{red}	[MPa]	redukované napětí
σ_t	[MPa]	napětí v tahu
τ_s	[MPa]	namáhání ve smyku
τ_t	[MPa]	tečné napětí
φ	[1]	opravný součinitel
φ'	[°]	redukovaný třecí úhel

SEZNAM ODBORNÝCH VÝRAZŮ

Tyto odborné výrazy byly převzaty z [11].

abdukce – odtažení, pohyb směrem od osy těla, resp. končetiny

addukce – přitažení, pohyb směrem k ose těla, končetiny

adekvátní – přiměřený

anatomie – obor studující stavbu lidského těla

anteriorní – přední, vpředu, směr kolmý na frontální rovinu

AO klasifikace – klasifikace dle Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen

aparát – seskupení určitých systémů, orgánů či jejich částí sloužící k plnění určité funkce

articulatio genus – kolenní kloub, koleno

artroskopie – endoskopické vyšetření umožňující prohlédnutí vnitřku kloubu

artróza – onemocnění kloubů

bérec – část dolní končetiny mezi kolenem a nohou (kost holenní a lýtková)

burza – malý váček v okolí kloubů a šlach vyplněný viskózní hlenovou tekutinou

diafýza – střední část dlouhé kosti mezi metafýzami

dislokace – posunutí, přemístění např. úlomků zlomeniny

distální – vzdálený, umístěný na opačné straně od počátku; opak proximální

distrakce – roztažení

distraktor – lékařský (chirurgický) nástroj pro roztahování

element – prvek, složka, součástka

epifýza – koncová část dlouhé kosti

extenze – rozšíření, protažení, prodloužení, rozevření, pohyb v kloubu

externí – vnější, zevní, působící zvenku

extraartikulární – vně kloubu

femorální – stehenní

fibrózní – vazivový, viz fibróza, vazivo

fibula – kost lýtková, menší a zevní ze dvou kostí bérce, která nese minimální zátěž

fixace – znehybnění, zpevnění např. zlomeniny pomocí dlahy či sádry

fixátor – lékařský (chirurgický) nástroj pro znehybnění, zpevnění

flexe – ohnutí, ohýbání; pohyb, při kterém se zmenšuje kloubní úhel; opak extenze

fragment – úlomek kosti při zlomenině

fraktura – zlomenina, přerušení souvislosti kosti

frontální – čelní, označuje rovinu procházející tělem rovnoběžně s čelem

instrumentarium - soubor chirurgických nástrojů potřebných k určitému lékařskému výkonu

interkondylický – mezi kondyly

intraartikulární – uvnitř kloubu

joystick – vstupní zařízení, používané zejména k interakci s počítačem

kanyla – kovová nebo plastová trubička umožňující proudění tekutin nebo vzduchu

kanylovaný šroub – osu šroubu tvoří podélný otvor pro vedení příslušných extenčních drátů

kominutivní (fraktura) – tříštivá (zlomenina)

kompakta – druh kostní tkáně

komponenty – díly, součásti, složky

kompozitní – složený z různých prvků

komprese – stlačení, stisknutí

kompresní – stlačování, překonání únosnosti

kondyl – kloubní hrbol, výběžek

kontinuita – spojitost, souvislost, nepřetržité trvání, plynutí

konzervativní – neoperativní léčba

korekce – oprava, náprava, úprava

kortikální – korový, např. k. kost je kompaktní, je tvořena převážně kompaktní

laterální – postranní, boční

lokace – umístění, zařazení

mediální – střední, středový, směřující, tíhnoucí ke středu

mechanický – automatický, samovolný

meniskus – útvar tvořený vazivovou chrupavkou, který se nachází uvnitř kolenního kloubu

metafýza – část dlouhé kosti na přechodu její okrajové části epifýzy a diafýzy

operatér – lékař provádějící operaci

osteon – komplex lamel a centrálního kanálu, které tvoří základní stavební jednotku kostí

osteoporóza – kostní choroba, která se projevuje řidnutím kostní tkáně

osteosyntéza – operační metoda pro fixaci zpravidla komplikovaných zlomenin

patella – česka, plochá kost, která tvoří přední část kolena

penetrace – pronikání, průchod

posteriorní – následný, opožděný, zadní, směřující dozadu

posteromediální – týkající se zadní a vnitřní stěny či části

proximální – bližší počátku či vzniku, trupu, hlavě; opak distální

rehabilitace – obnovení funkce, opatření pro zajištění a obnovu funkcí

reponovat – uvést do původní polohy, napravit, vrátit, narovnat

repozice – vrácení do původní pozice, umístění posunuté části těla do správné polohy

retrogradní – zpětný, směřující zpět, zpětně řazený

RTG – rentgenové záření, tj. forma elektromagnetického záření

skelet – kostra

spongióza – druh kostní tkáně

spongiózní – houbovitý, trámčitý

synovie – kloubní maz, tekutina, která má význam pro vzájemný pohyb kloubních ploch

trakce – natažení, natahování končetiny, zlomených končetin jako léčebný úkon

transparentní – průhledný, průsvitný

traumatologie – obor lékařství zabývající se diagnostikou, léčením a rehabilitací poranění

variabilita – proměnlivost, odchylnost od normálu nebo typu

ÚVOD

Poranění kolenního kloubu patří bezpochyby k vážným zraněním, která způsobují zdravotní komplikace. Cílem operační léčby je anatomická rekonstrukce kloubních ploch, obnovení výšky, délky a šířky kostí kolenního kloubu, primárně stabilní osteosyntéza, časná rehabilitace a mobilizace pacienta.

Při operačním zákroku by práci lékařů usnadnil přípravek umožňující kompresi úlomků kostí, prostorové natáčení pro dosažení správné repozece těchto úlomků a byl konstrukčně řešen pro zavádění kostních šroubů.

Mým cílem bylo navrhnout přípravek, který by umožnil úkony při operacích zlomenin dolního konce stehenní kosti a horního konce kosti holenní. Lékaři by jej mohli využívat k repoziční úlomků kostí zpět do původní polohy a k jejich následné fixaci ve správném postavení při zavádění drátů a šroubů.

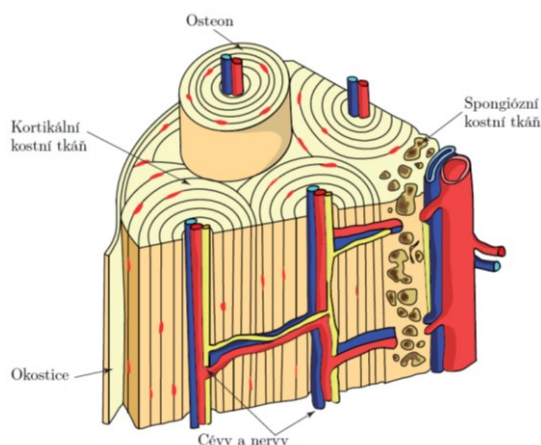
1 KOSTI

Kosti lidského těla sdružené do kostry tvoří pevnou, ale pohyblivou oporu měkkých tkání lidského těla s celou řadou životně důležitých a nezastupitelných funkcí. Poskytují silnou, stabilní a především pohyblivou základnu pro práci svalů, které se na ně upínají. Vedle této mechanické funkce plní kosti i důležité fyziologické úlohy v rámci krvetvorby a rovnováhy minerálních látek lidského těla.

Tvar kostí je rozmanitý, odpovídá funkci, které kost slouží. Podle rozměrů rozeznáváme kosti dlouhé, krátké a ploché. Povrch kostí je modelován okolními útvary. Tlakem i tahem vazů a šlach vznikají na kostech větší nebo menší nerovnosti jako hrboly, hrbolky, drsnatina, hrany a hřebeny, trny, výběžky, žlábký, jámy. Kanálky a otvory na jejich povrchu jsou vytvořeny cévami nebo nervy. Styčné plochy kloubní na kostech jsou vždy hladké. [1]

Lidská kost se skládá se z různých vrstev (viz obr. 1.1):

- okostice - kromě základní krycí a růstové funkce je hlavním úkolem této tenké bělavé vazivové blány zásobování kostní tkáně kyslíkem a živinami. Okostice jako vnější obal kosti se vyskytuje na povrchu všech typů kostí.
- kostní tkáň - tvrdá, hustá kostní tkáň, kompakta, se nachází pod okosticí a je tvořena především buňkami válcovitého vzhledu označovanými jako osteóny. Houbovitá kostní tkáň, spongióza se nachází především v dutině dlouhých kostí a svou strukturou připomíná hustou síť, která je prostoupena krevními elementy.
- kostní dřev - hlavní funkcí této měkké tukové tkáně vyplňující dřevné dutiny kostí je tvorba většiny krevních částic. U kostí dlouhého typu je tělo duté, v krátkých kostech není dutina dřevná vytvořena. [1]

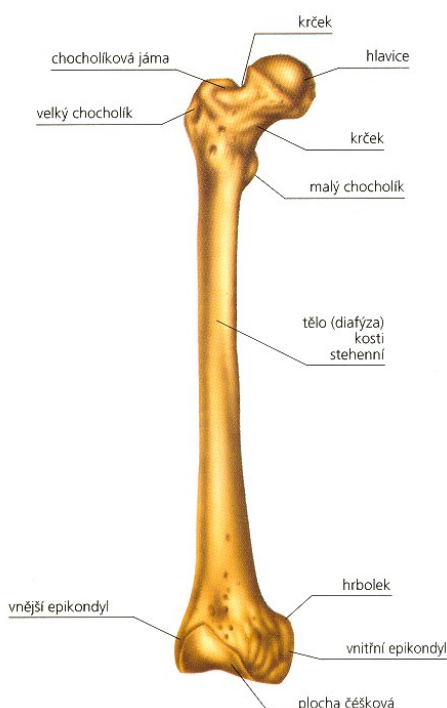


Obr. 1.1 Stavba kostní tkáně [12]

1.1 Stehenní kost

Kost stehenní (femur) tvoří spolu s kostrou bérce a kostrou nohy kostru volné dolní končetiny. Je to nejmohutnější a nejdelší kost v lidském těle, která však snese velké zatížení. I přes svou velikost je poměrně lehká. Jedná se o párovou kost.

Na horním konci je kulovitá hlavice kosti stehenní, která má rozsah dvou třetin kulové plochy. Na ní uprostřed je nehluboká jamka. Hlavice je s tělem spojena krčkem stehenní kosti. Tělo je dopředu prohnuté a po jeho zadním obvodu sestupuje hrana, drsná čára, na niž se upínají četné svaly. Dolní konec kosti stehenní se rozlišuje na dva velké kloubní hrbole, zevní a vnitřní (viz obr. 1.2). [1]

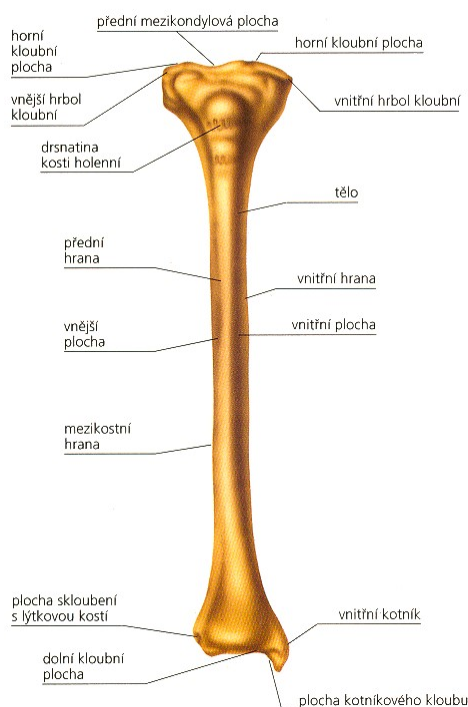


Obr. 1.2 Kost stehenní [13]

1.2 Holenní kost

Holenní kost (tibia) je nosná kost dolní končetiny. Spolu s kostí lýtkovou tvoří kostru bérce (lýtka). Z obou bércových kostí je silnější. Je to mohutná kost s proximálně rozšířeným koncem určeným pro spojení s hrbole stehenní kosti. Na bérce je uložena na palcové straně tak, že osa jejího těla leží na přímce spojující středy kyčelního, kolenního a horního hlezenního kloubu.

Tibia patří mezi kosti dlouhého typu. Má tedy tělo a dva konce. Tělo je trojboké, s ostrou přední hranou, ležící přímo pod kůží bérce. Horní konec se rozlišuje na dva hrboly kloubní, zevní a vnitřní, nesoucí nepatrně prohloubené kloubní plochy (viz obr. 1.3). [1]



Obr. 1.3 Kost holenní [13]

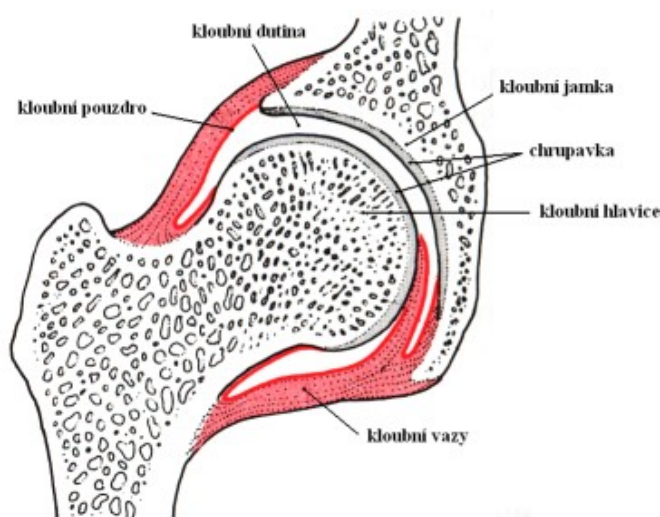
1.3 Spojení kostí

Kosti představují nepohyblivé páky, u kterých pohyb může být zabezpečený tehdy, pokud jsou mezi kostmi pohyblivá spojení. Spojení zabezpečují pohyb, který má určitý stupeň volnosti. Rozeznáváme dva základní druhy spojení kostí:

- Pevná spojení pomocí pojivové tkáně (vazivo, chrupavka, kost) jsou málo pohyblivá nebo nepohyblivá.
- Pohyblivá spojení jsou spojení dotykem dvou anebo více kloubových ploch, krytými chrupavkami. Tato spojení jsou dobře pohyblivá a nazývají se kloub. [1]

2 KLOUBY

Kloub je pohyblivé spojení dvou, případně i více kostí, které se dotýkají plochami povlečenými chrupavkou uvnitř kloubního pouzdra. Styčné plochy vytvářejí většinou na jedné kosti kloubní jamku, na druhé straně kloubní hlavici. Kloubní plochy jsou pokryty 1 - 6 mm silnou kloubní chrupavkou, která tlumí nárazy. Kloub je uzavřen kloubním pouzdem, připínajícím se většinou na obvod kostí tvořících kloub (viz obr. 2.1). Pouzdro je tvořeno dvěma vrstvami, zevní fibrózní a vnitřní synoviální, která do kloubní dutiny produkuje vazký kloubní maz, synovie. Synovie vyživuje kloubní chrupavku a umožňuje lehké klouzání styčných ploch. Kloubní dutina je štěrbinovitý prostor mezi kloubními plochami, pouzdem a eventuálně menisky, vyplněna synoviální tekutinou. [2]



Obr. 2.1 Stavba kloubu [14]

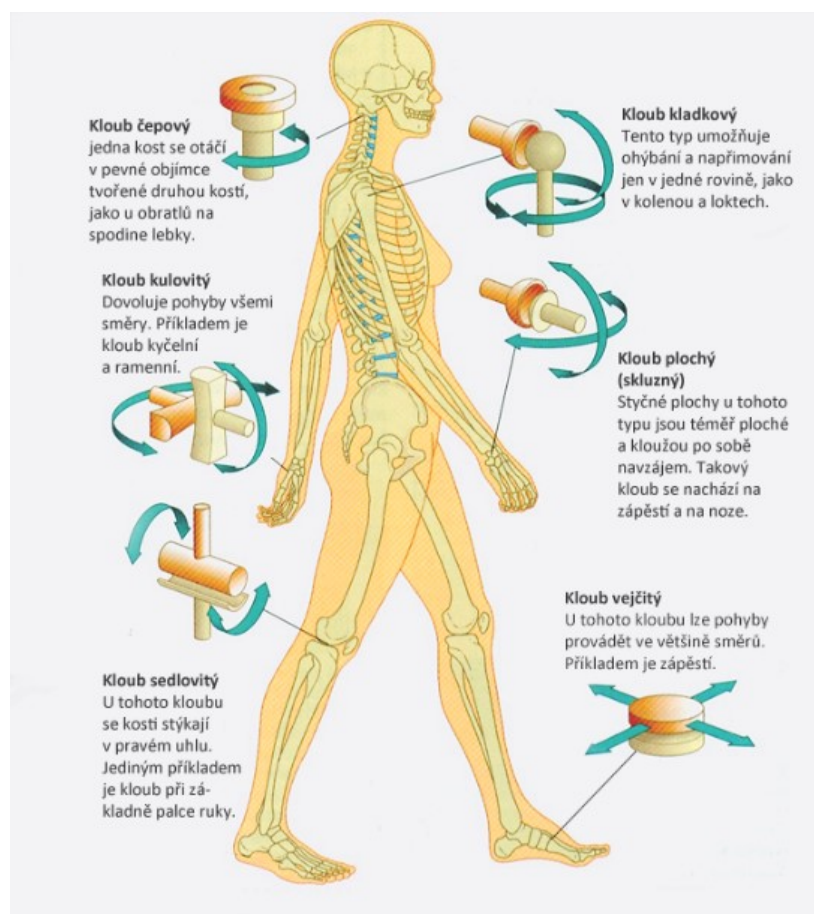
2.1 Druhy kloubů

Klouby dělíme podle různých hledisek. Podle stupně pohybu může být kloub nepohyblivý nebo lehce pohyblivý nebo pohyblivý volně. Podle množství zúčastněných kostí a vložených přídatných zařízení je dělíme na jednoduché a složené:

- Jednoduché klouby spojují dvě kosti, příkladem je ramenní kloub.
- Složené klouby spojují více než dvě kosti, nebo jsou mezi ně vsunuty pohyblivé chrupavčité destičky. Příkladem jsou klouby zápěstí nebo kolenní kloub. [15]

Podle tvaru styčných ploch rozeznáváme (viz obr. 2.2):

- a) Kloub kulovitý, jehož kloubní jamka je menší než polovina plochy kulové, se označuje jako kloub kulovitý volný (kloub ramenní). Kloub kulovitý, jehož kloubní jamka je větší než polovina plochy kulové, se označuje jako kloub kulovitý omezený (kloub kyčelní).
- b) Kloub plochý, jehož styčné plochy jsou rovné, ploché, po sobě klouzající (klouby v krční části páteře).
- c) Kloub válcový má styčné plochy ve tvaru válce. Vyskytuje se ve dvou variantách, kloub čepový, který připomíná otáčení dveří v pantu (loketní kloub).
- d) Kloub kladkový je válcový typ kloubu, kde na hlavici je vodící hrana a na jamce rýha (kolenní, loketní, pažní kloub). Umožňuje pohyb jen v jedné rovině.
- e) Kloub sedlový má plochy styčné ve tvaru koňského sedla (kloub palce ruky).
- f) Kloub vejčitý má styčné plochy, které jsou úseky elipsoidu (kloub zápěstní).
- g) Čepový kloub – výběžek jedné kosti se otáčí v kruhovém otvoru jiné kosti. Příkladem tohoto spojení je spojení nosiče a čepovce u krční páteře. [1]



Obr. 2.2 Druhy kloubů [16]

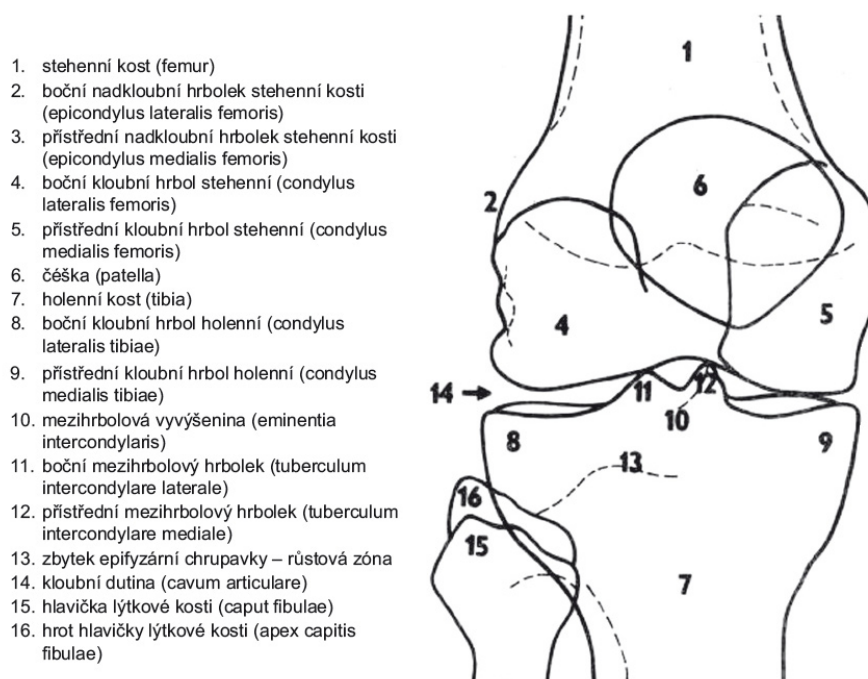
2.2 Kolenní kloub

Kloub kolenní, *articulatio genus* (viz obr. 2.3) je složený a největší kloub v lidském těle. Stýkají se v něm femur, tibia, patella a vazivově chrupavčité kloubní menisky. Hlavici kloubu tvoří mediální a laterální hrbol femuru a jamku mediální a laterální hrbol tibie. Mezi korespondujícími hrboly femuru a tibie jsou vloženy dva menisky (vnitřní - mediální a vnější - laterální). Vyrovnávají nesrovnalost zakřivení mezi silně zakřivenými hrboly femuru a téměř plochými hrboly kosti holenní. [1]

Kloub je stabilizován vazivovým aparátem. Uvnitř kloubu probíhají dva silné zkřížené vazy, napnuté od femuru k tibii. Oba tyto vazy přispívají podstatně ke zpevnění kloubu a určitá část jejich vláken je vždy napjata, ať jde o flexi či o extenzi. Omezují také vnitřní rotaci, neboť se při ní navíjejí na sebe a brání tak jejímu většímu rozsahu. [1]

Kloubní dutina je ohraničena kloubním pouzdrem. Česka (patella) je vnitřní plochou přivrácena do nitra kloubu, zevní plochou do šlachy čtyřhlavého svalu stehenního.

Uvnitř kloubního pouzdra je synoviální tekutina, která snižuje tření při pohybu v kloubu a umožňuje transport živin k chrupavčitém strukturám uvnitř. Výchlipky kloubního pouzdra do okolí tvoří takzvané burzy, které v místech tlaku či tření působí jako ochrana proti mechanickému namáhání. [15]



Obr. 2.3 Kolenní kloub [17]

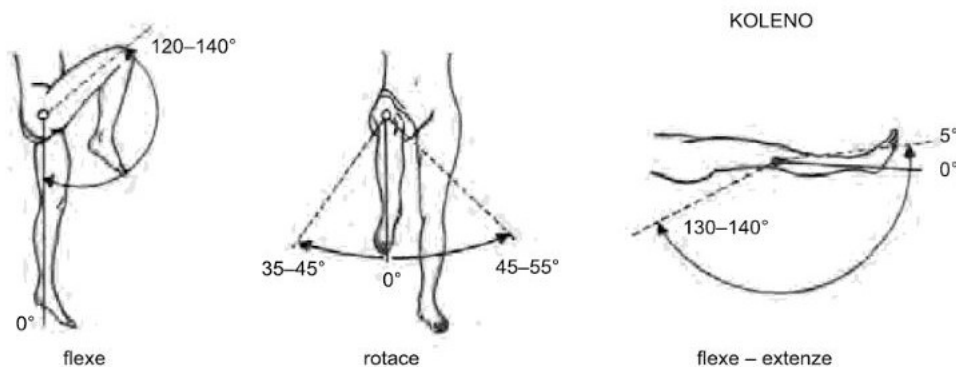
2.3 Pohyby v kolenním kloubu

V kloubech našeho těla dochází k různým pohybům. V některých kloubech probíhá pouze flexe a extenze, v jiných je možná i abdukce a addukce, případně i rotace. Klouby se také liší rozsahem pohybu, který záleží převážně na struktuře kloubu. [18]

Pohyby v kolenním kloubu (viz obr. 2.4) můžeme rozdělit na ohnutí (flexe), otáčení (rotace), natažení (extenze). [19]

Hlavní pohyb v kloubu kolenním se děje podle osy horizontálně frontální, která prochází oběma hrboly kosti stehenní. Je to ohnutí, flexe a natažení, extenze. Flexi kolenního kloubu jistí zkřížené vazy, které brání posunům kostí. Česka (patella) klouže při flexi distálně, při extenzi proximálně.

Základním postavením kolenního kloubu je jeho plná extenze. V tomto postavení jsou napjaty postranní vazy, všechny vazy na zadní straně kloubního pouzdra a femur naléhá na tibií – koleno je uzamčeno, tzn., že je ve stabilní poloze. Střední postavení v kloubu kolenním je mírná flexe. Pouzdro kloubní je maximálně uvolněné. [1]



Obr. 2.4 Rozsah pohybu v kyčelním a kolenním kloubu [3]

3 ZRANĚNÍ KOSTÍ KOLENNÍHO KLOUBU

Koleno je důležitý kloub v lidském těle, který je vystaven velké zátěži. Častou příčinou zranění kolen jsou dopravní nehody a pracovní úrazy. Příčinou přetížení jsou také sportovní úrazy, při kterých kolena trpí více než jiné klouby (např. terénní nerovnosti, časté přímé nárazy). Vliv mají i proběhlé záněty kloubu, zlomeniny kostí pod chrupavkou, poranění menisků, které tak neplní svoji funkci tlumení nárazů. Následné léčení je velmi náročné, zdoluhavé a často vede k trvalému poškození kloubu. Poškození kolena může znamenat i trvalé komplikace.

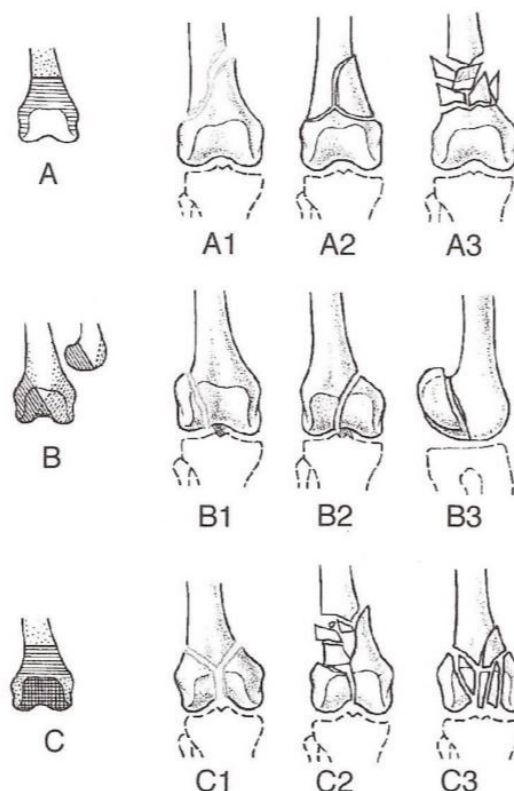
Zlomeniny v oblasti kolenního kloubu mohou vést k poškození kloubních ploch a následným artrotickým změnám či k poruše osy končetiny. Poranění skeletu je téměř vždy spojeno s poraněním měkkých struktur kolena (vazy, menisky). Zlomenina kosti je porušení kontinuity kosti úrazem nebo onemocněním. K popisu zlomenin se používá AO klasifikace. Je založená na hodnocení lokace zlomeniny a na její charakteristice, anatomii. Anatomie zlomeniny je označena pomocí písmen A, B, C. [15]

3.1 Zlomeniny dolního konce stehenní kosti

Zlomeniny dolního (distálního) konce stehenní kosti (femuru) jsou způsobeny vysokoenergetickými mechanismy při pádech z výšek nebo nárazech na koleno, často vznikají i při dopravních nehodách. Tyto zlomeniny dělíme podle toho, zda zasahují do kloubu na extraartikulární (nezasahují do kloubu) a intraartikulární (zasahují do kloubu). Dalším kritériem při ošetření je také stupeň roztržštění kostí. Typ zlomeniny a rozsah poranění určí rentgenové vyšetření.

Dělení zlomenin podle AO klasifikace (viz obr. 3.1):

- Typ A – extraartikulární zlomeniny
- Typ B – částečně intraartikulární s odlomením jednoho kondylu (částečně zasahující do kloubu)
- Typ C – zcela intraartikulární s odlomením obou kondylů (žádný kondyl není spojen s diafýzou) [20]



Obr. 3.1 Dělení zlomenin dolního konce stehenní kosti podle AO klasifikace [20]

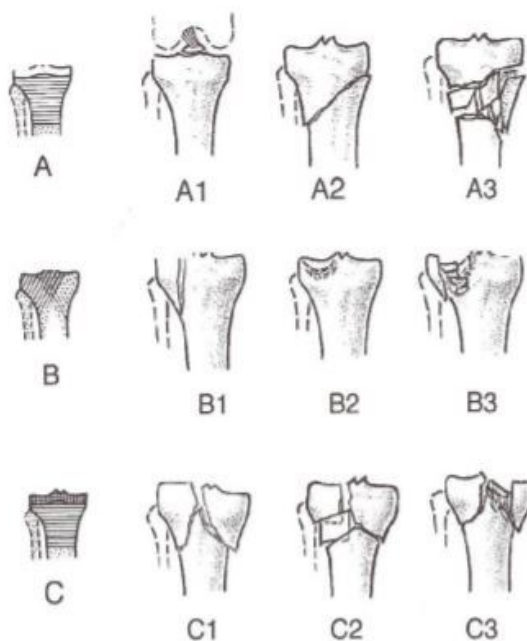
3.2 Zlomeniny horního konce kosti holenní

Zlomeniny hlavice holenní kosti (tibie) vznikají při pádech a nárazech na kolenní kloub. Při pohybu hrbolu femuru proti tibiální plošce může dojít k poškození hrbolu tibie kompresí.

Nejčastější jsou zlomeniny typu B (viz obr. 3.2), které postihují 8 - 10x častěji laterální hrbol oproti mediálnímu. Typ B a typ C patří mezi problémové zlomeniny, protože může dojít k pohybovému omezení. Často je porušena osa kloubu a vede k artróze kolenního kloubu. [20]

Dělení zlomenin podle AO klasifikace (viz obr. 3.2):

- Typ A - extraartikulární zlomeniny proximální tibie jsou kloubní zlomeniny, které nezahrnují povrch kloubu, ale mohou být v kloubním pouzdře.
- Typ B - částečně intraartikulární zlomeniny proximální tibie, jsou částečné kloubní zlomeniny. Pouze jedna část holenní kosti je oddělena od diafýzy.
- Typ C - kompletně intraartikulární zlomeniny proximální tibie jsou kompletní kloubní zlomeniny. Povrch kloubu jsou rozdělen a celá kloubní plocha je oddělena od diafýzy. [21]



Obr. 3.2 Dělení zlomenin horního konce holenní kosti podle AO klasifikace [20]

4 LÉČBA ZLOMENIN

Přesto, že jsou kosti tvořeny velmi pevnou tkání, téměř každá z nich se může nějakým způsobem poškodit, nebo zlomit. Velká většina zlomenin vzniká při úrazech. Zlomeninou nazýváme takový stav, kdy dojde k porušení celistvosti kosti. Známe mnoho typů zlomenin, záleží na tom, která kost a jakým způsobem je porušena.

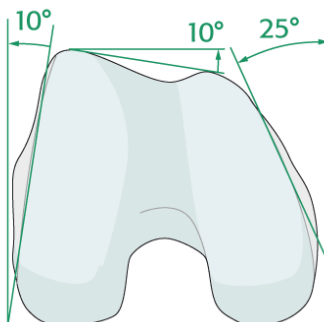
Pro fixaci komplikovaných zlomenin nebo u zlomenin, při kterých došlo k fraktuře na více namáhaném místě, se využívá operační metoda osteosyntéza. Fixace zlomeniny může být provedena buď vnitřní metodou, kdy jsou fixační pomůcky umístěny přímo na povrchu kosti nebo přímo v kosti (např. šrouby, nitrodřeňové hřeby, dráty či dlahy) nebo vnější metodou, kdy se fixátor (např. dráty fixované do zevních rámců či prstenců) umístí nad kůži.

Zlomeniny mohou být bez posunu úlomků nebo s posunem (dislokací) úlomků, kdy dojde k posunu jednotlivých částí zlomené kosti do nepříznivého postavení. V tomto případě se často volí operační léčba zlomenin. Při posunu úlomků kostí je nutné před fixací úlomky kostí napravit (reponovat). Poté je zlomenina fixována ve správném postavení zevní fixací (např. K-dráty, šrouby, dlahami, hřeby apod.). Operace kloubů patří v rámci pohybového aparátu k těm náročnějším.

Proces léčení zlomeniny spočívá v jejím napravení, následuje znehybnění, pak rozcvičení s postupným zatěžováním (rehabilitace) a po zhojení plné zatěžování. Jednotlivé fáze léčení jsou různě dlouhé a různě intenzivní, podle typu zlomeniny, věku a životního stylu pacienta a také přístupu pacienta k léčení úrazu. [22, 23]

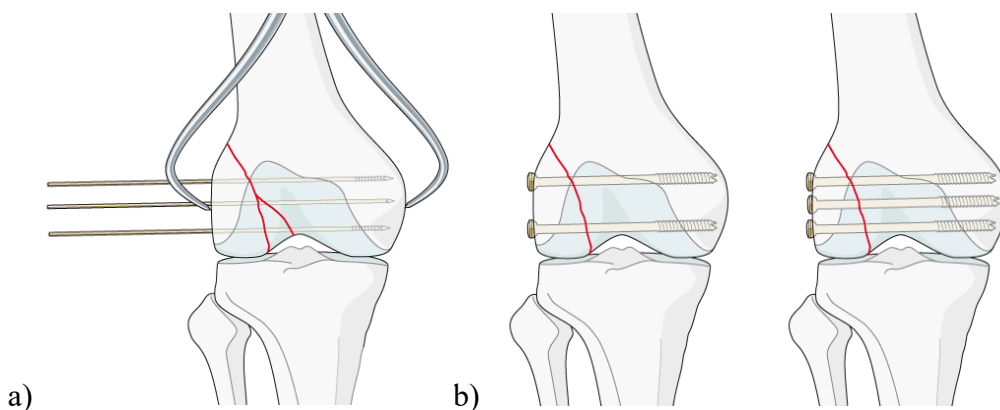
4.1 Operační postupy

Distální femur má jedinečný anatomický tvar. Laterální (boční) povrch má sklon o 10° od vertikálního, zatímco mediální (vnitřní) povrch má sklon $20-25^\circ$. Linie vedoucí z předního pohledu laterálního hrbole femuru na přední část mediálního hrbole femuru (patelofemorální sklon) se snižuje přibližně o 10° (viz obr. 4.1). Tyto anatomické detaily jsou důležité při vkládání šroubů nebo dlah. Aby se zabránilo kloubní penetraci, měla by být tato zařízení umístěna rovnoběžně k patelofemorální a femorotibiální kloubní rovině. [24]



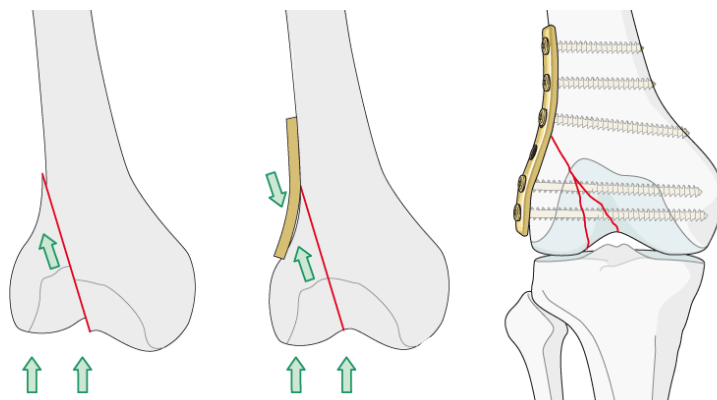
Obr. 4.1 Úhly na distálním femuru [24]

Při dislokaci úlomků kostí intraartikulární zlomeniny se nejprve přidrží dislokované úlomky u sebe (komprese kleštěmi) a poté se do místa poranění vkládají K-dráty (viz obr. 4.2a). V závislosti na velikosti a počtu jednotlivých fragmentů je potřeba jednoho, dvou či více drátů a šroubů (viz obr. 4.2b). [24]



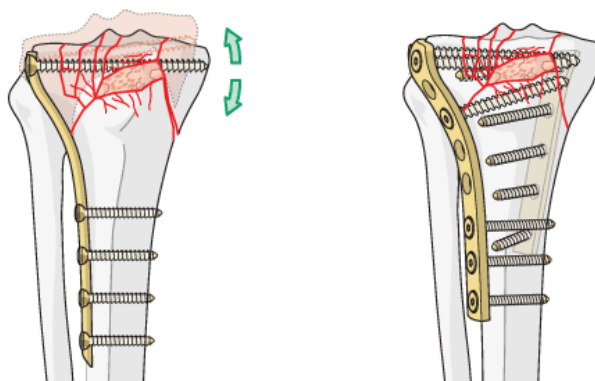
Obr. 4.2 a) komprese kleštěmi b) aplikace šroubů [24]

U intraartikulární zlomeniny s vertikální linií lomu je používána i podpěrná dlah, potřebná k vyrovnání vertikálních smykových sil (viz obr. 4.3). Podpěrná dlah zabraňuje proximálnímu posunutí fragmentů.



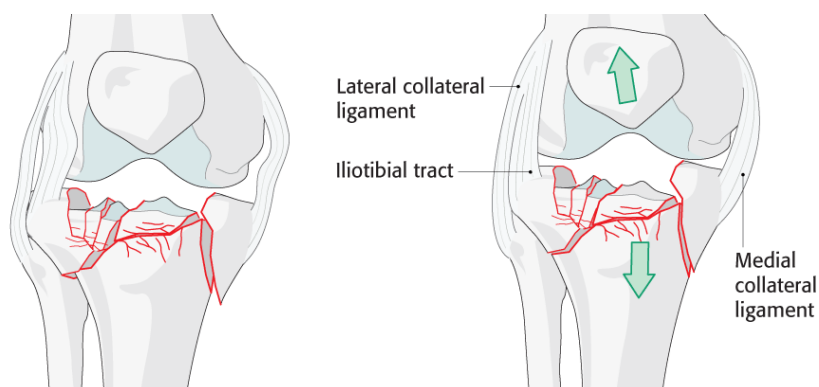
Obr. 4.3 Zlomenina s vertikální linií lomu a aplikace podpěrné dlahy [24]

V některých případech dochází k mnohačetným velmi rozsáhlým zlomeninám v oblasti epifýzy jak horního konce tibie, tak dolního konce femuru (viz obr. 4.4). Pro zamezení zhroucení těchto zlomenin je vyžadována podpora na vnitřní i zevní straně. Poloha středové dlahy závisí na typu zlomeniny. Nejčastěji je umístěna na posteromediálním hřebenu kosti holenní.



Obr. 4.4 Umístění dlahy z mediální a laterální strany kosti holenní [25]

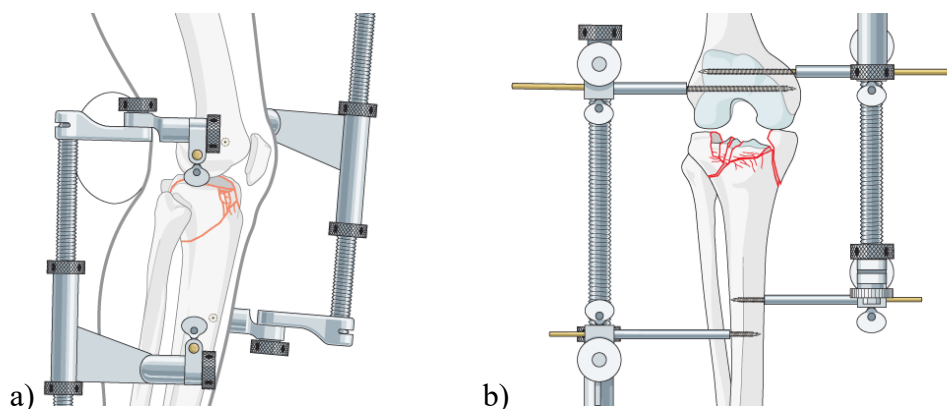
Napravení úlomků do původní polohy neboli repozice (viz obr. 4.5) by mělo být nejprve provedeno axiální trakcí (distrakce pomocí externího fixátoru nebo ruční trakce).



Obr. 4.5 Znáznornění směrů trakce při repozici úlomků [25]

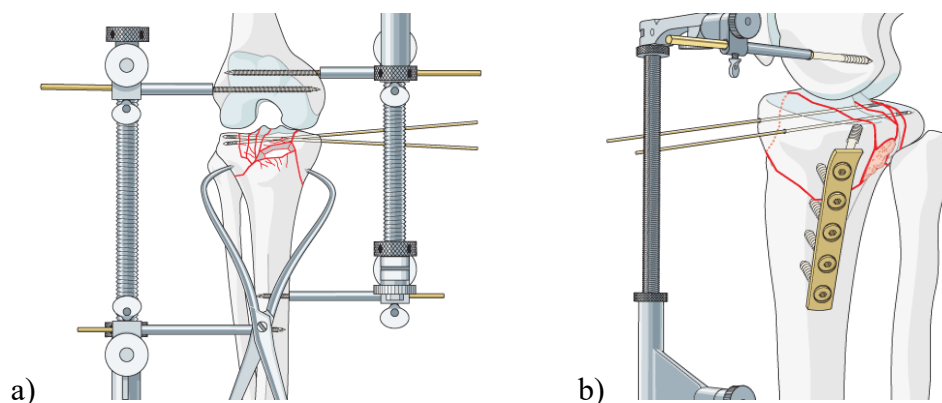
Za účelem repozice těchto složitých zlomenin může být nutné použít jednoho či dvou stehenních distraktorů (viz obr. 4.6), jeden na mediální a jeden na zevní straně. Pro použití tohoto způsobu musí být koleno v mírné flexi.

Použití externích fixátorů je během operace téměř nemožné, jelikož neumožňují rotační nebo úhlové korekce.



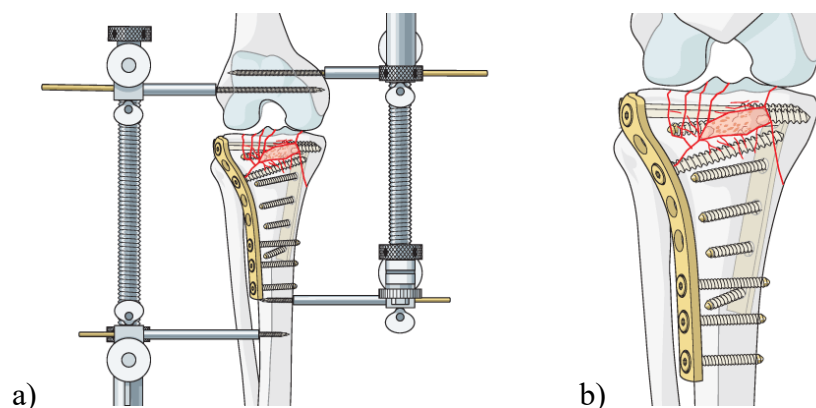
Obr. 4.6 Distraktory na dolní končetině a) pohled z mediálního směru b) dorzální směr [25]

Obecně platí, že mediální plocha holenní kosti je napravena jako první, protože je obvykle méně rozmělněna a umožňuje chirurgovi, snadněji reponovat natočení a vyrovnání části kloubního povrchu. Tím je dočasně zafixována a chirurg napravuje zevní stranu. Pro dočasnou fixaci úlomků se zavádí K-dráty (viz obr. 4.7a), jejichž poloha se kontroluje RTG snímáním. Pokud je jejich poloha správná, fixace úlomků se dokončí zevní opěrnou dlahou (viz obr.4.7b).



Obr. 4.7 a) Fixace úlomků kleštěmi a K-dráty b) Aplikace opěrné dlahy [25]

Jakmile je osteosyntéza dokončena, K-dráty jsou vyjmuty a provádí se konečná kontrola. Pokud je vše v pořádku, vyjímá se také distraktor (viz obr. 4.8a,b).



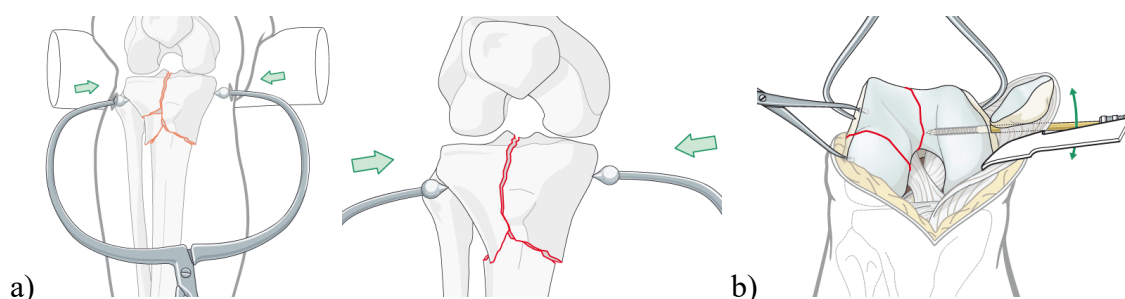
Obr. 4.8 Znáznornění opěrných dlah se šrouby společně a) s distraktorem b) bez distraktoru [25]

Anatomická repozice kloubní zlomeniny a fixace tahovými šrouby (viz obr. 4.8) je při těchto typech zlomenin nezbytná.

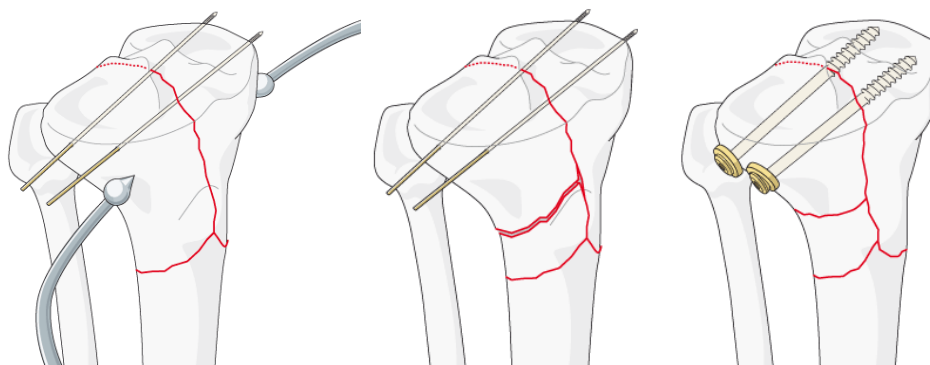
Repozice fragmentů může být dosaženo vnější manipulací za pomoci speciálních kleští, jež mají na svých koncích hroty ve tvaru oliv (viz obr. 4.9a). Repozice je kontrolována RTG snímačem nebo artroskopicky. Po správné repozici ploch následuje napravení pomocí K-drátů, dlah a šroubů. V případech, kdy se nedosáhne dostatečné repozice touto metodou, je zapotřebí otevřená metoda repozice, tzn. úplné odhalení kloubních ploch s následným napravení pomocí K-drátů, dlah a šroubů (viz obr. 4.9b, 4.10).

Při otevřené repozici se používají Schanzovi šrouby o průměrech 5 nebo 6 mm, které se používají jako joystick. Tento šroub je zavrtán do jednoho z fragmentů a kyvným pohybem je docíleno správné repozice úlomků. Dále je nutno použít špičaté redukční kleště nebo velké pánevní redukční svorky (viz obr. 4.10).

Pokusy o repozici interkondylické zlomeniny pomocí samotných špičatých redukčních kleští jsou často neúspěšné, proto je zároveň zapotřebí použít kyvné ovládání hrbolu femuru. Z tohoto důvodu je výhodné použít Schanzův šroub ve spojení se špičatými redukčními kleštěmi (viz obr. 4.9b).



Obr. 4.9 Znáznornění repozice fragmentů vnější manipulací a) kleště s hroty b) otevřenou repozicí [26, 27, 28]

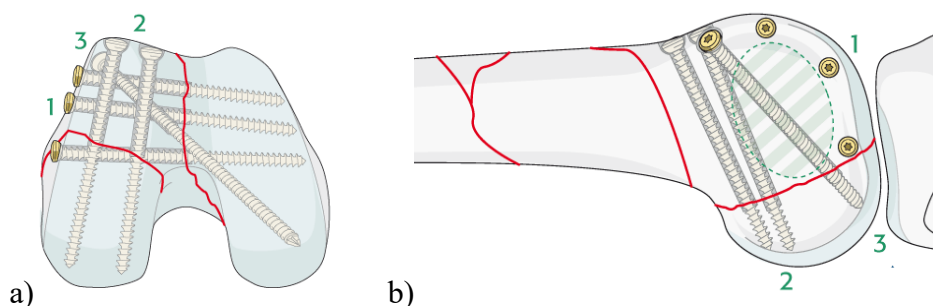


Obr. 4.10 Znázornění aplikace kleští, K-drátů a kostních šroubů [26, 27]

Při finální fixaci kloubního povrchu mohou být kanylované šrouby zavedeny do distálního femorálního kloubního bloku v několika směrech (viz obr. 4.11a).

Šrouby mohou být umístěny podél obvodu kloubního povrchu laterálního hrbole femuru z laterální do mediální strany interkondylické praskliny nebo mohou být vloženy nejprve proximálně ke kloubnímu povrchu a poté ve směru od anteriorní do posteriorní k nápravě frontální roviny zlomeniny. U závažných zlomenin může být šroub vložen diagonálně.

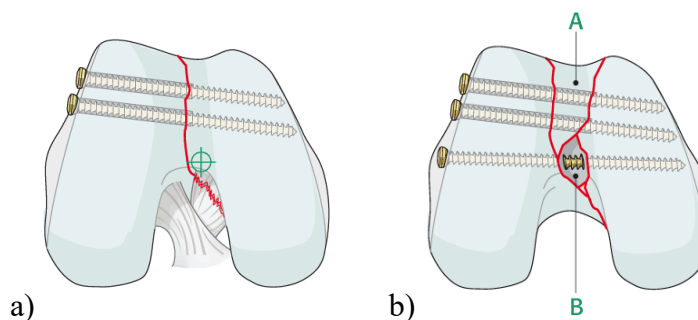
Vložení šroubů tímto způsobem umožňuje "volnou zónu" kosti, do které může být příčně vložena podpěrná dlahu (na obr. 4.11b vyznačeno jako tečkovaná kružnice).



Obr. 4.11 a) Znázornění zavedení šroubů v několika směrech b) Znázornění „volné zóny“ [28]

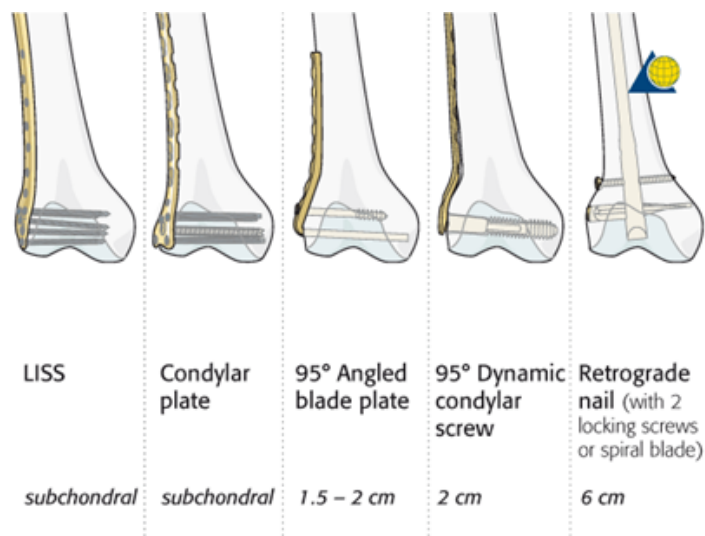
Zlomeniny kolenního kloubu jsou reponovány a následně fixovány kanylovými šrouby. Poloha těchto šroubů závisí na typu zlomeniny, velikostech a množství fragmentů oddělených od sebe. U proximálních a distálních zlomenin může být zapotřebí více zajišťovacích šroubů pro adekvátní stabilitu. Jejich výběr závisí obvykle na klasifikaci zlomeniny. Fragmenty jsou redukovány a vnitřně fixovány tahovými šrouby (viz obr. 4.12a). V některých případech může být fragment buď příliš poškozen, nebo příliš malý k rekonstrukci. Pokud je fragment odstraněn, měl by být použit poziční šroub, aby se zabránilo nadměrnému stlačení kloubního povrchu (viz obr. 4.12b).

V konkrétním případě byl fragment A navrácen do původní polohy. Díky tomu je možná komprese kloubní plochy tahovými šrouby. Fragment B byl příliš poškozen a je příliš malý, aby se přesně přemístil. Mezera je tedy ponechána v kloubním povrchu (viz obr. 4.12b).



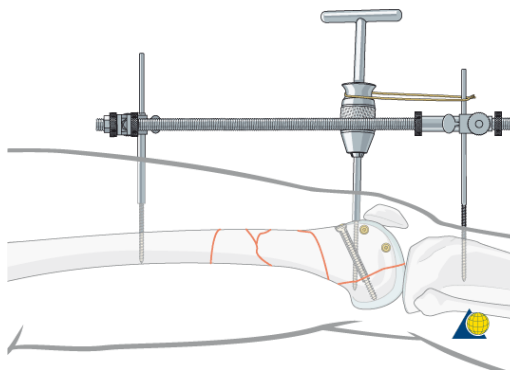
Obr. 4.12 a) Fixace fragmentů tahovými šrouby b) Fixace spolu s pozičním šroubem [28]

Pokud by fixace tahovými šrouby byla nedostatečná, používají se při operacích dlahy. Ty jsou ke kosti pevně připevněny pomocí kanylovaných šroubů. Do poškozeného konce kosti (epifyzy) je umístěno větší množství šroubů pro lepší fixaci dlah i fragmentů zároveň. Další šrouby se v předem daných roztečích šroubují do diafýzy. Vzniká tak pevnější opora fragmentů. Rozeznáváme několik typů dlah (viz obr. 4.13).



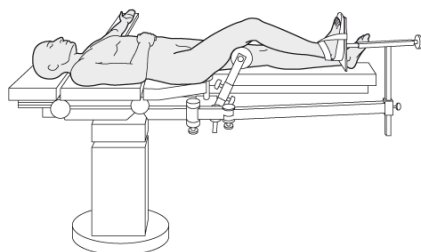
Obr. 4.13 Typy opěrných dlah [28]

Při operacích považují někteří lékaři za vhodné použití externího distraktoru (viz obr. 4.14). Vkládání proximálních a distálních distraktorových pinů je nutno provádět opatrně, aby nebránilo pozdější aplikaci dlah.



Obr. 4.14 Aplikace externího distraktoru na dolní končetině [28]

Další možností při uzavřené repozici je využití trakčního stolu (viz obr. 4.15). Poraněná noha je podepřena pod suprakondylickou oblastí.

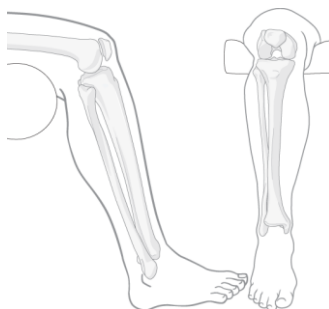


Obr. 4.15 Znázornění pacienta umístěného na trakčním stole [28]

Složitost problému a názorovou nejednotnost v pohledu na nápravu zlomenin v oblasti kolene dokumentuje i množství různých poloh pacienta při operaci:

- Poloha dolní končetiny ve svěšené poloze

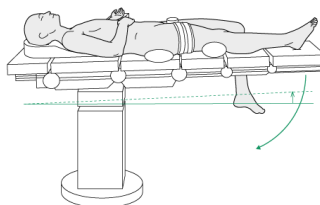
Chirurg sedí na nízké židli. Pacientovo koleno je ohnuto přes konec stolu, stehno je podloženo měkkou podložkou (viz obr. 4.16).



Obr. 4.16 Poloha dolní končetiny ve svěšené poloze [29]

- Poloha vleže na zádech na operačním stole s oddělitelnými částmi

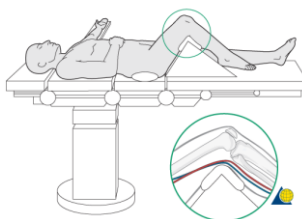
Pacient leží na zádech, na RTG stole, hlavou lehce dolů přibližně 10° , aby se zabránilo klouzání směrem ke spodní části stolu. Umístění podložky do oblasti pod hýždě zabraňuje vnější rotaci nohy. Malý polštářek pod kolenem umožňuje kolenu odpočinek v mírné flexi, což zároveň usnadňuje rentgenování zlomeniny z boční strany (viz obr. 4.17).



Obr. 4.17 Poloha pacienta vleže na zádech na stole s oddělitelnými částmi [30]

- Poloha vleže na zádech, koleno ohnuto o 90°

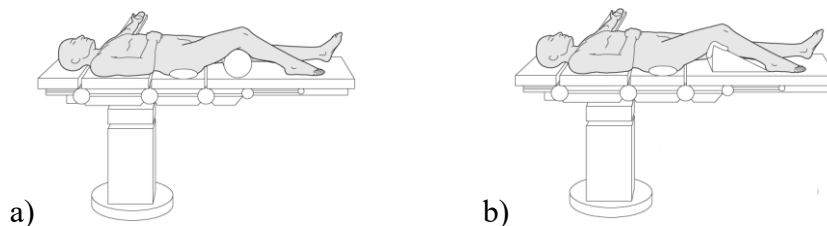
Pro podporu nohy při retrográdním hřebování stehenní kosti mohou být použity běžně dostupné podkládací klíny, což zároveň umožňuje snadný přístup k interkondylickému řezu. Umístěním malého polštářku pod pravou hýždí se minimalizuje vnější rotace dolní končetiny (viz obr. 4.18).



Obr. 4.18 Poloha pacienta v leže na zádech, koleno ohnuto o 90° [31]

- Poloha vleže na zádech, koleno ohnuto o 30°

Pacient je umístěn na zádech, na rtg stole s kolenem ve 30° flexi. Koleno je podepřeno polštářem tvaru válce (viz obr 4.19a) či trojúhelníku (viz obr. 4.19b). Je užitečné mít malý polštářek pod hýždí na stejné straně těla, kvůli zabránění vnějšímu otáčení končetiny.



Obr. 4.19 Poloha pacienta v leže na zádech, koleno ohnuto o 30° , koleno podepřeno
a) válcem b) trojúhelníkem [32]

5 OSTEOSYNTETICKÉ MATERIÁLY

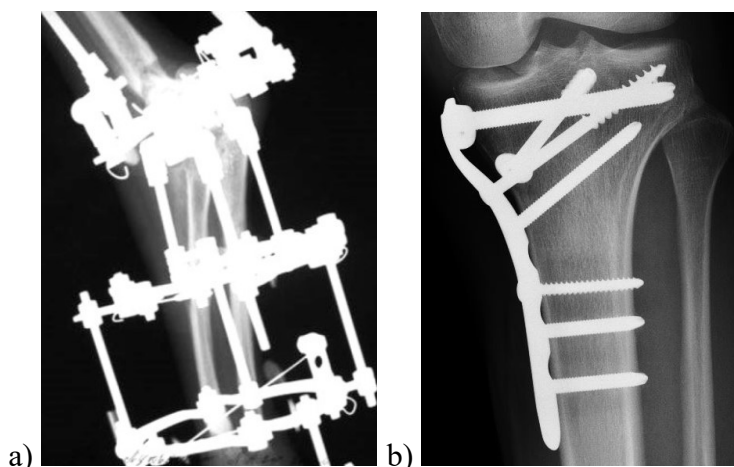
Pro výrobu zdravotnických nástrojů (vrtáků, šroubů, dlah, vrtaček apod.), fixátorů či přípravků jsou používány velmi kvalitní a drahé materiály. Mezi nejpoužívanější materiály patří ocel, nerezová ocel, titan, slitiny hliníku, kompozitní materiály, dural či plast. Při výběru vhodného materiálu pro zdravotnické nástroje je nejdůležitější volit materiál, jehož mechanické vlastnosti jsou dostatečné vzhledem k požadavkům a zároveň nezpůsobuje žádné zdravotní potíže při kontaktu s lidským tělem. Pro dobré snášení implantovaných materiálů nástrojů v těle pacienta je nezbytné provést jejich povrchovou úpravu.

Při výběru materiálů nástrojů kladou lékaři důraz na rentgen transparentnost použitých materiálů. Často volené materiály, jako titan nebo nerezová ocel, jsou špatně průchodné RTG zářením. Tato vlastnost je nevýhodná při tvorbě RTG snímků na operačním sále, kdy je potřeba provést kontrolu zavedených drátů či šroubů do těla. Konstrukce přípravku tak často brání a zatemňuje právě oblast, která je kontrolována (viz obr. 5.1a).

To však platí pouze pro konstrukci přípravku umístěného mimo lidské tělo, nikoliv pro šrouby, dlahy a jiné osteosyntetické materiály umístěné do kostí (viz obr. 5.1b). Nejpoužívanějším materiálem při výrobě šroubů je titan nebo nerezová ocel.

Mezi rentgen transparentní materiály patří např. plast či kevlar. Při použití těchto materiálů dochází ke zkrácení doby samotné operace a zároveň omezení délky ozařování pacienta a lékařského týmu.

Samotná konstrukce těla přípravku musí odpovídat požadavkům pro opakované použití na operačním sále. Materiály použité pro konstrukci dílů musí umožňovat sterilizaci, dezinfekci a omyvatelnost. Kromě těchto požadavků je nutno splnit mnoho dalších jako jsou např. vysoká tuhost a pevnost, nízká hmotnost a malé rozměry konstrukce, dlouhá životnost nebo rentgen transparentnost.



Obr. 5.1 RTG snímky poraněného kolene a) zevní fixátor b) opěrná dlah se šrouby v kosti [4, 33]

Vzhledem k požadovaným vlastnostem přípravku bude většina součástí navrhovaného přípravku vyrobena z RTG transparentního materiálu. Vzhledem k rozměrům jednotlivých komponent není potřeba použít RTG transparentní materiály u všech součástí. Menší součásti, jako jsou spojovací elementy (malé spojovací šrouby), budou vyrobeny z materiálu 1.4021. Firmy zabývající se výrobou zdravotnických pomůcek a přípravků používají tento materiál velmi často.

V následující tabulce jsou uvedeny vlastnosti a parametry tohoto materiálu.

Tab. 5.1 Materiálové vlastnosti oceli 1.4021 [34,35,36]

Druh oceli	Martenzitická korozivzdorná ocel						
Označení	EN 10088	AISI (USA)		JIS (Japan)		ČSN	
	X20Cr13 (1. 4021)	420		SUS 420		17 022	
Charakteristika	Ocel korozivzdorná, chromová. Vhodná pro součásti s vyšší pevností např. hřídele, ojnice, písty apod. Ocel v zušlechťeném stavu odolává korozi. Je dobře tvárná za tepla a dobře obrobitelná.						
Chemické složení tavby v % hmot. dle EN 10088 a DIN 17456	C	Si	Mn	P	S	Cr	Ni
	0,16 – 0,25	max. 1,00	max. 1,50	max. 0,04	max. 0,03	12 – 14	-
Fyzikální a mechanické vlastnosti	Hustota			7 700 kg.m ⁻³			
	Mez kluzu R_e			≥ 500 MPa			
	Mez pevnosti R_m			700 – 850 MPa			
	Tepelná vodivost			24,9 W/mK			
	Měrné teplo			0,46 g°C			
	Koeficient tepelné roztažnosti			11 μm/m°C			
	Youngův modul			200 GPa			
	Poissonova konstanta			0,24			
	Modul pružnosti ve smyku			80,7 GPa			

Větší části přípravku budou vyrobeny z materiálu, jenž lze snadno prosvítit při RTG snímkování. Při volbě tohoto materiálu jsem jako materiál nejvhodnější pro tuto aplikaci zvolil PEEK (Polyetheretherketon). Využití nachází v průmyslu (např. kluzná ložiska, těsnění pístů, ozubená kola apod.), v jaderných, leteckých či kosmických aplikacích nebo v lékařství. V těchto oblastech je potřeba velká odolnost.

Přednosti tohoto plastu jsou velmi vysoká mechanická pevnost a stálost, velmi vysoká tuhost (i při nízké teplotě), vysoká houževnatost, vysoká teplotní tvarová stálost, velmi vysoká pevnost v lomu a vysoká stabilita rozměrů. Jedná se o materiál s výbornými tribologickými vlastnostmi. [37]

V následující tabulce jsou uvedeny vlastnosti a parametry tohoto materiálu.

Tab. 5.2. Materiálové vlastnosti PEEK [38,39, 40]

Druh plastu	Polyetheretherketone	
Označení	KETRON PEEK 1000	
Charakteristika	Termoplast s vysokou odolností vůči teplotě. Má výborné mechanické vlastnosti při vysokých teplotách i kryogenních podmínkách. Polotovary jsou vyráběny z čisté polyetheretherketonové pryskyřice. KETRON PEEK je ideálním materiálem pro použití všude tam, kde je vyžadována velká odolnost za extrémních teplotních, chemických, radiačních a elektrických podmínek. Má ze všech PEEKů nejvyšší rázovou houževnatost. Jeho barva je šedohnědá, černá.	
Fyzikální a mechanické vlastnosti	Hustota	1.31 kg.m ⁻³
	Mez pevnosti R_m	138 MPa
	Napětí v tlaku	120 – 130 MPa
	Tepelná vodivost	0,252 W/mK
	Koeficient tepelné roztažnosti	46,8 μm/m°C
	Youngův modul	3,76 - 3,95 GPa
	Poissonova konstanta	0,37 - 0,39
	Modul pružnosti ve smyku	1,4 GPa
	Mez průtažnosti	95 MPa

6 KONSTRUKČNÍ ŘEŠENÍ PŘÍPRAVKU

6.1 Požadavky na přípravek

Navrhovaný přípravek má usnadnit lékařům na operačním sále úkony prováděné při nápravě poranění kolenního kloubu. Přípravek bude aplikován ihned po ukončení předoperačních příprav a po nastavení pacientovi dolní končetiny do potřebné polohy. Odebrán bude teprve v okamžiku, kdy jednotlivé fragmenty kostí budou pevně zafixovány ve správné poloze a bude jim zamezen posun. Pro nápravu se používají Kirschnerovy dráty, jež slouží ke stabilizaci a znehybnění kostních úlomků a tím k dosažení vnitřní fixace, dokud je nezpevní šroub. Následně budou zaváděny standartní kostní šrouby či dlahy sloužící k dlouhodobější fixaci. Tyto dráty a šrouby budou zaváděny primárně z laterální strany poraněné nohy, dle nutnosti mohou být zaváděny také z mediální strany. Díky tomuto přípravku bude možná nejen komprese úlomků v jednom směru, ale také přesné zacílení K-drátů a kostních šroubů.

Jedním z požadavků na přípravek je jeho variabilita pro použití různých typů a průměrů šroubů. Nejčastěji se při osteosyntéze kolene používají šrouby o průměru 5 nebo 7 mm. Rozměry přípravku, stejně jako velikosti šroubů, závisí na tělesné konstituci pacienta, obvodu kolena, pohlaví a pevnosti poraněné kosti. U mladších jedinců jsou kosti pevné, tvrdé, u starších osob dochází k úbytku kostní hmoty změnou ve stavbě kostních trámečků (tzv. řidnutí kostí).

6.2 Kostní šrouby a dráty

Kostní šrouby jsou určeny k fixaci jednotlivých fragmentů kostí či k upevnění kostní dlahy. Můžeme je rozdělit dle typu, funkce, polohy umístění, velikosti a otvoru v hlavě šroubu. Standartní šrouby se dělí na spongiózní a kortikální:

- Spongiózní šrouby (viz obr. 6.1 a, b) jsou s krátkým nebo plným závitem. Tyto šrouby se většinou zavádí do epifýzy. Šroub spongiózní není pevně fixován v obou fragmentech, ve druhém fragmentu se šroub zavádí do houbovité kostní tkáně, která je měkká a málo pevná. [5]



Obr. 6.1 Šroub kostní spongiózní samořezný HA 6,5 – a) s krátkým b) s plným závitem [41]

- Kortikální šrouby (viz obr. 6.2) mají závit s menším stoupáním a oproti šroubům spongiózním jsou zaváděny skrze oba fragmenty kostí. Aplikují se do diafýzy, jejíž kostní tkáň je tvrdá a hustá. Před zavedením šroubu je nejdříve nutno vyvrtat otvor a poté v něm vytvořit závit pomocí závitníku. Zavádění kortikálních šroubů je prováděno totožně se zaváděním šroubů spongiózních. [5]



Obr. 6.2 Šroub kostní kortikální samořezný HA 5 [41]

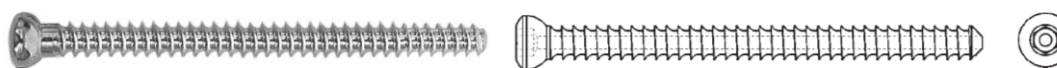
Kostní šrouby lze dále také rozdělit dle použití na poziční a tahové.

- Poziční šrouby zajišťují fixaci jednotlivých fragmentů kostí bez vytvoření vzájemné komprese. Stabilita fragmentů je zajištěna uchycením v obou úlomcích. Nejčastěji se tyto šrouby používají v případech, kdy jsou úlomky kostí příliš malé, vyvrtání kluzného otvoru tak není možné.
- Tahové šrouby jsou využívány k vytvoření komprese mezi fragmenty přes linii lomu. Díky tomu zajišťují repozici a stabilitu zlomeniny. Šroub prochází bližším úlomkem kosti s vůlí a zachytí se ve vzdálenějším úlomku. Při následném utahování šroubu dochází k pevnému dotyku jednotlivých úlomků. Tím vznikne pevný spoj. Charakteristickým znakem tahového šroubu je délka závitu, která není v plné délce dráčku šroubu. [5]

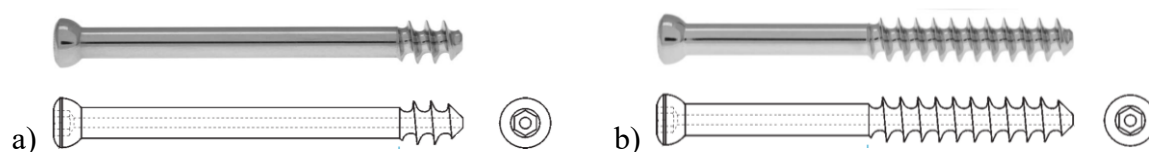
Lékaři z Fakultní nemocnice Ostrava nejčastěji pracují s kanylovanými šrouby od firmy Medin a.s. (viz obr. 6.3, 6.4, 6.5). Kanylované šrouby se nejčastěji používají v traumatologii či ortopedii při osteosyntéze, pro fixaci dlah ke kosti nebo k zajištění správné polohy hřebů (např. patního hřebu C-nail). Osa šroubů je tvořena podélným otvorem, který je určen pro vedení po K-drátu. Dráha šroubu je dána drátem, který je zaveden do jednotlivých úlomků kostí. Po těchto drátech jsou vedeny nástroje pro vytvoření otvoru a následně závitu pro snadné zavrtání šroubu.



Obr. 6.3 Šroub kostní kortikální kanylovaný samořezný HA 4,5 s krátkým závitem [41]



Obr. 6.4 Šroub kostní kortikální kanylovaný samořezný HA 5 s plným závitem [41]

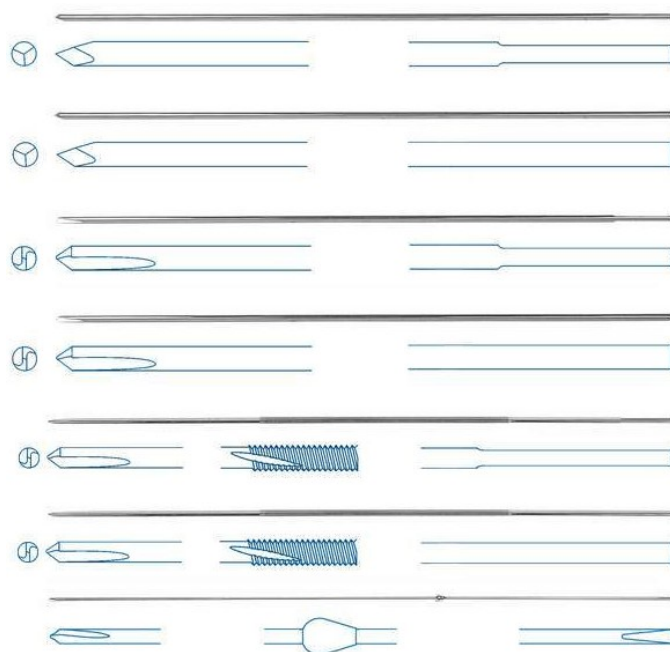


Obr. 6.5 Šroub kostní spongiózní samořezný HB 7 – a) s krátkým... b) s dlouhým závitem [41]

Kirschnerovy dráty (viz obr. 6.6, 6.7) jsou často používány při osteosyntetických operacích. Nespornou výhodou aplikace těchto drátů je možnost snadného zavedení bez většího poškození měkkých tkání. Nevýhodou použití K-drátů je jejich nedostatečná stabilita a případné předčasné uvolnění z kosti. Vzhledem k velmi dostupné ceně drátů jsou určeny pouze pro jedno použití. Průměr drátu je volen operátorem dle velikosti úlomků kostí. Pro operaci kolene jsou nejčastěji používány K-dráty o průměrech 1,0 mm, 1,2 mm, 1,5 mm, 1,8 mm či 2,0 mm. [42]



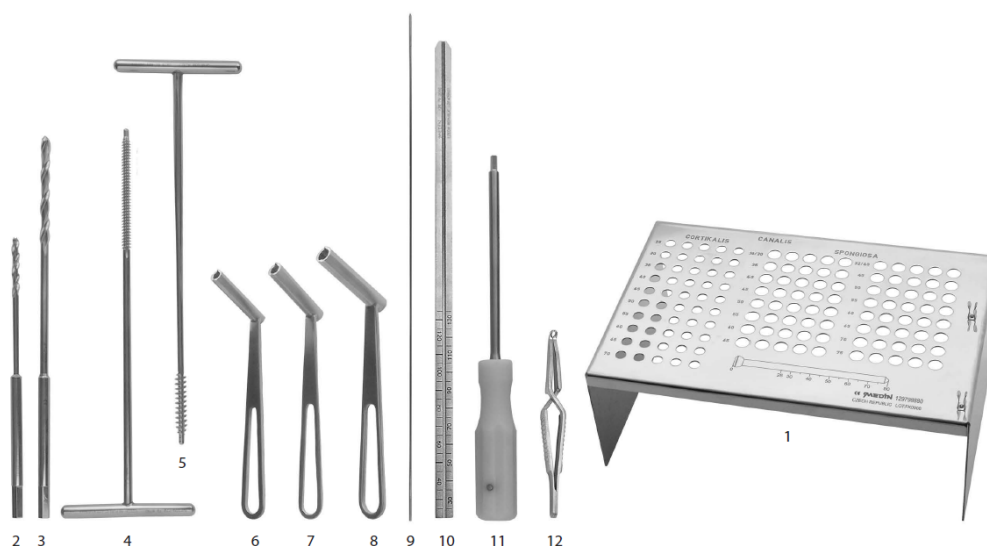
Obr. 6.6 Příklad typu Kirschnerových drátů [43]



Obr. 6.7 Různé typy Kirschnerových drátů [43]

Při samotné operaci je používána i řada dalších lékařských nástrojů (viz obr. 6.8) nezbytných pro zavedení kanylovaných šroubů do kosti:

- Stojánek na šrouby a vrtací pouzdra – pozice 1
- Vrták kanylovaný – pozice 2, 3
- Závitník kanylovaný – pozice 4, 5
- Vrtací pouzdro – pozice 6, 7
- Chránič závitníku – pozice 8
- K-drát – pozice 9
- Měřítka dlouhá – pozice 10
- Šroubovák kanylovaný, šestihran – pozice 11
- Pinzeta zkřížená pro kostní šrouby – pozice 12 [40]



Obr. 6.8 Instrumentárium pro kostní šrouby [41]

6.3 Varianty navržených přípravků

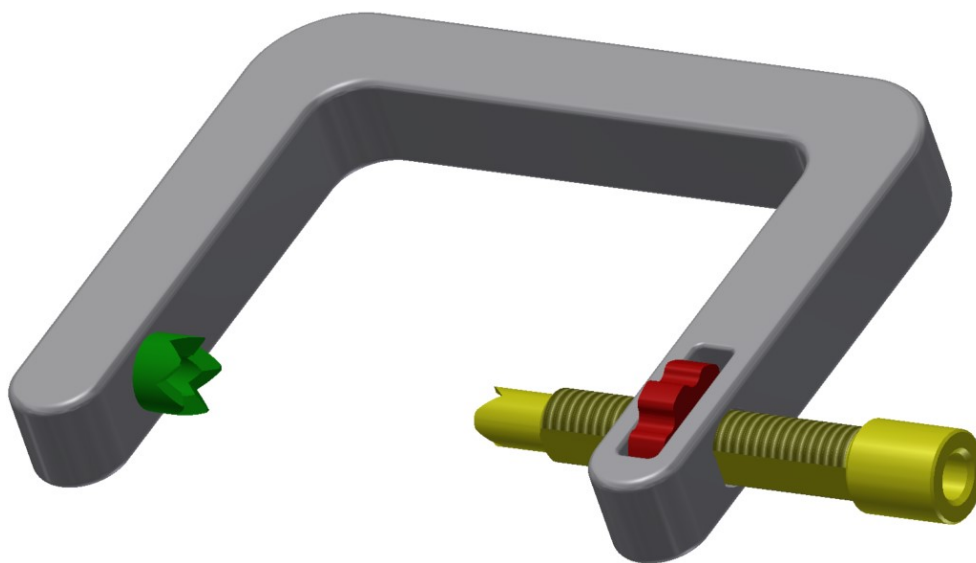
V průběhu vypracovávání mé diplomové práce jsem zpracoval několik konstrukčních variant řešení. Po celou dobu tvorby práce jsem konzultoval jak operační postupy, tak konstrukční úpravy s lékaři z Fakultní nemocnice Ostrava. Po vypočtení zkušeností a potřeb samotných lékařů (operátorů) jsem postupně upravoval a dále navrhoval nové konstrukční varianty. Další náměty a připomínky přinesly také konzultace s mým vedoucím diplomové práce.

Jednotlivé komponenty a celková sestava byla vytvořena pomocí programu Autodesk Inventor 2015. Modely kostí femur a tibie ve formátu *.step byly převzaty z Katedry aplikované mechaniky. Tyto modely jsem v prostředí programu Inventor použil pro dokonalejší znázornění aplikace přípravku na lidském těle.

Varianta č. 1 (viz obr. 6.9, 6.10, 6.11):

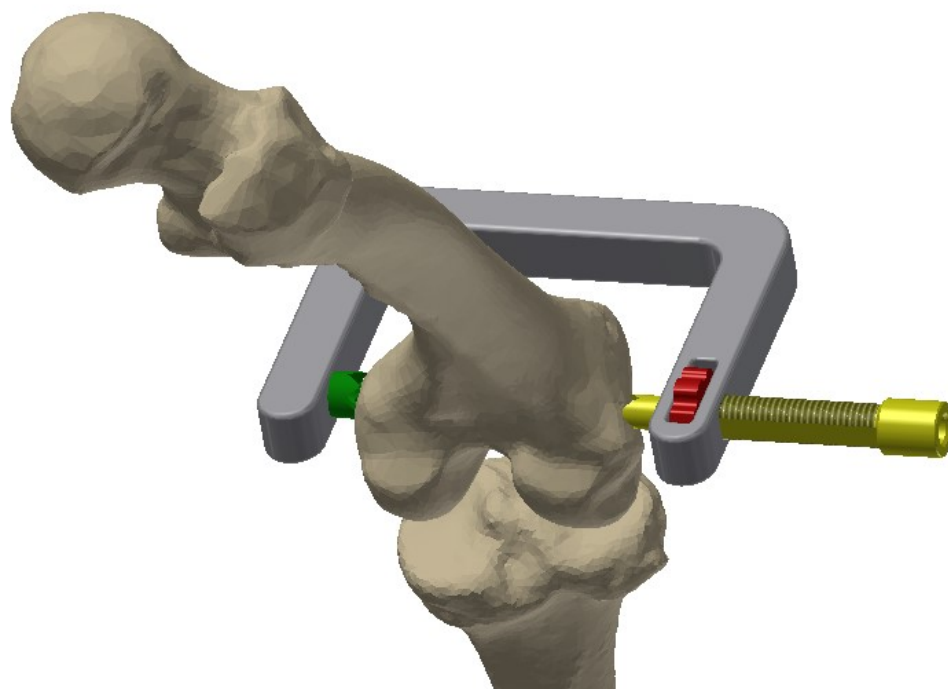
První varianta přípravku se vyznačuje pevným celistvým rámem. U tohoto provedení jsem vycházel z požadavků na snadnou udržovatelnost přípravku z hlediska sterilizace. Sestava přípravku obsahuje čtyři součásti. Nosným prvkem je celistvý rám zhotovený z plastu PEEK, tvarové řešení je výrobně nenáročné, vyznačuje se konstantním čtvercovým průřezem. Ramena svírají vzájemně úhel 90°. Z vizuálního i bezpečnostního hlediska jsou veškeré hrany opatřeny zaoblením.

Při vlastní kompresi fragmentů se přiloží přípravek ke kolenu operovaného pacienta, opěrka opatřená hroty (zelená barva) pronikne do měkkých tkání a zabrání tak posunutí přípravku vůči kolenu. Následně operátor otáčením matice (červená barva) vysune směrem k tělu pohybový šroub (žlutá barva), jenž je také opatřen hroty, přičemž tyto hroty vniknou do měkkých tkání kolene z opačné strany. Pohybový šroub je opatřen rovnými podélnými plochami, díky nimž je šroub veden v rámu. Tím je zabráněno otáčení šroubu. Tento otáčivý pohyb by při současném konstrukčním řešení, kdy jsou hroty pevnou součástí šroubu, vedl k rozsáhlému poranění měkkých tkání pacienta. Vzhledem ke konstrukčnímu provedení rámu jsou opěrka a pohybový šroub soustředné. Oba tyto prvky jsou opatřeny průchozím otvorem, čímž je umožněno zavádění Kirschnerových drátů, kanylovaných šroubů a dalšího potřebného instrumentária, pomocí něhož se tyto implantáty zavádějí do jednotlivých fragmentů kostí. Po konzultaci s lékaři byl vznesen požadavek na úpravu této varianty pro zajištění rychlejší fixace a extrakce přípravku pomocí pohybového šroubu.



Obr. 6.9 Varianta č. 1

Pro lepší představu jsem umístil model přípravku na dolní konec stehenní kosti. Obdobná aplikace je možná také na horní konec holenní kosti. Pro toto zobrazení jsem využil prostředí v programu Autodesk Inventor Professional 2015.



Obr. 6.10 Umístění varianty č. 1 na dolní konec stehenní kosti, pohled z vnitřní strany kolene



Obr. 6.11 Umístění varianty č. 1 na dolní konec stehenní kosti, pohled z pravé strany kolene

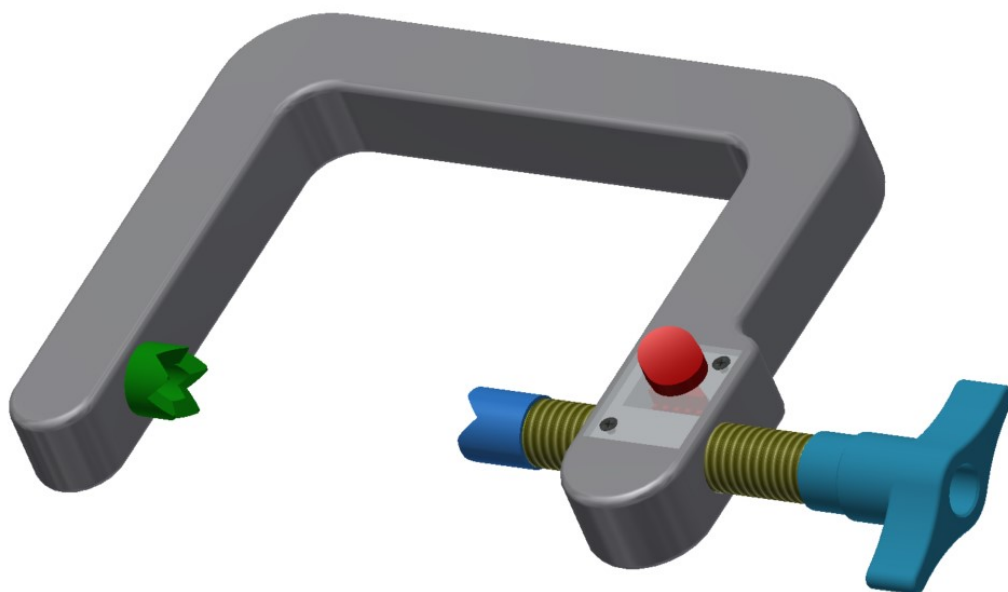
- | | |
|-----------|--|
| Výhody: | Tuhost celé sestavy
Jednoduchá konstrukce (snadná vyrobiteľnosť a udržiavateľnosť, rýchlosť použitia) |
| Nevýhody: | Omezené množstvo použitia vzhľadom k jednotnej veľkosti prípravku
Použitie pouze u nekomplikovaných zlomenín (nelze úhľově nastavit pohybový šroub vůči protilehlé opěře) |

Varianta č. 2 (viz obr. 6.12, 6.13, 6.14):

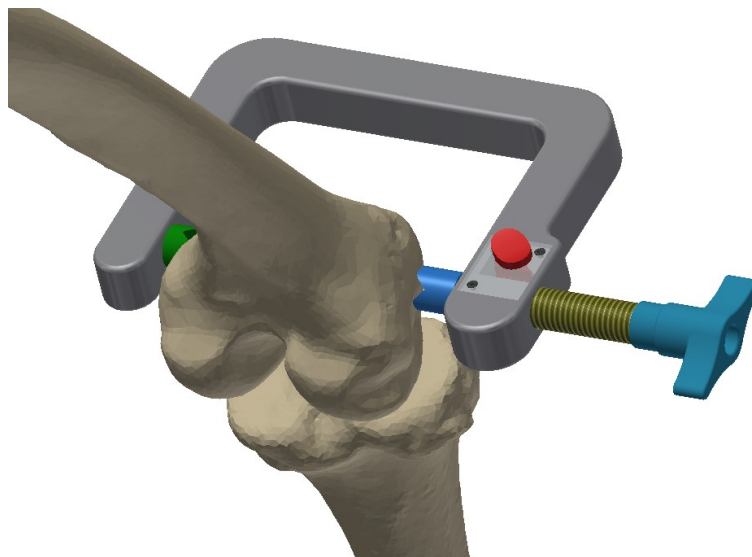
Toto konstrukční řešení je modifikací původní varianty č. 1 na základě připomínek z řad lékařů. Časově zdlouhavá fixace a extrakce pomocí otáčení matice pohybového šroubu je zde nahrazena rychlým posunem tohoto šroubu. Rychlý posun je zajištěn po odjištění jezdece západky (červená barva), která je posunována pomocí tlačítka, kterým je jezdec opatřen směrem od pohybového šroubu. Přitlačování do záběru je zajištěno šroubovou tlačnou pružinou. Pohybový šroub je modifikován, při pohybu se oproti předchozí variantě č. 1 otáčí. Na jeho konci je nalisována ergonomická rukojeť (modrá barva). Druhý konec šroubu je opatřen otočnou opěrkou s hroty (modrá barva), která je na šroubu nasazena s vůlí a konec pohybového šroubu je poté roznýtován. Tím není umožněno otáčení opěrky společně s pohybovým šroubem. Pohybový šroub (žlutá barva) i pevná opěrka (zelená barva) mají dutý dřík.

Aplikace této varianty přípravku je v první fázi stejná jako u předchozí varianty, změna nastává při posunu pohybového šroubu na koleno, kdy operátor stálým tlakem palce ruky na tlačítko jezdece odjistí západku a šroub je volně posunut v rameni přípravku na dotek ke kolenu, řádná fixace je poté zajištěna několika pootočeními pohybového šroubu.

Vzhledem k rozdílné konstituci lidského těla, jak z hlediska věku, tak tělesných proporcí, je použití přípravku omezeno. Přípravek je určen jen pro určité rozmezí velikostí kolene. Bylo by nutné vyrábět řadu velikostí tohoto přípravku. Tento důvod vedl ke zhotovení varianty, jež by umožňovala také úhlové nastavení ramen přípravku a tím použití pro širší okruh pacientů.



Obr. 6.12 Varianta č. 2

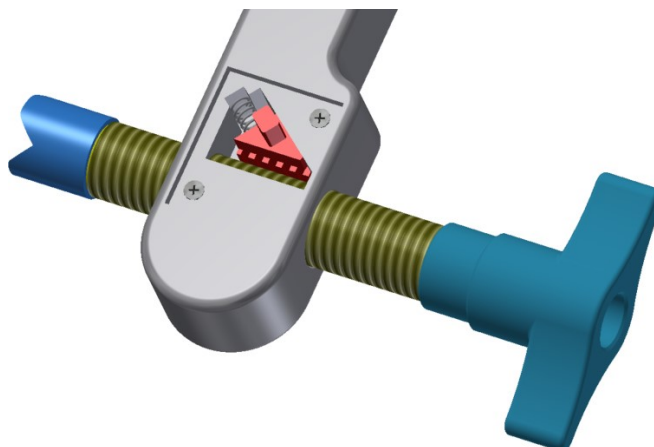


Obr. 6.13 Umístění varianty č. 2 na dolní konec stehenní kosti, pohled z vnitřní strany kolene



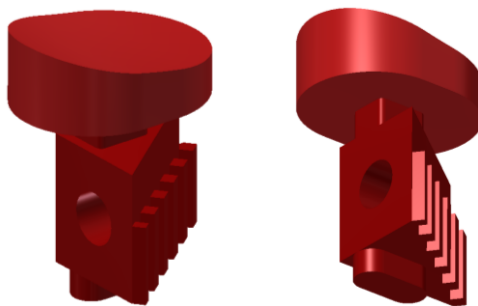
Obr. 6.14 Umístění varianty č. 2 na dolní konec stehenní kosti, pohled z pravé strany kolene

Jak již bylo zmíněno, hlavním rozdílným prvkem oproti předchozí variantě je použití mechanismu pro rychlý posun pohybového šroubu (viz obr. 6.15).



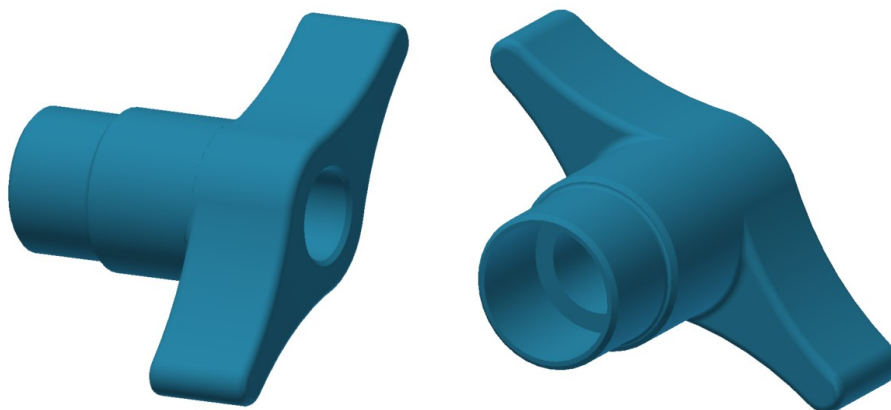
Obr. 6.15 Záběr jezdce do pohybového šroubu

Tento mechanismus je ovládán tlačítkem, které je pevně spojeno s pohyblivým jezdcem červené barvy (viz obr. 6.16). Činná plocha tohoto jezdce je opatřena zářezy, jež zabírají do závitu pohybového šroubu. V ostatních součástech je však šroub veden s vůlí. Jezdec je na spodní straně opatřen výstupkem, pomocí něhož se pohybuje v drážce tělesa ramene. Do záběru je jezdec dotlačován šroubovou pružinou. Rychlý přímočarý posun pohybového šroubu je umožněn po odsunutí jezdce proti tlaku tlačné pružiny. Ta zajišťuje stabilní přitlačení jezdce k pohybovému šroubu.



Obr. 6.16 Detail jezdce

Pokud je jezdec přitlačován, dochází k posuvnému pohybu šroubu pouze v kombinaci s otáčením pomocí madla (viz obr. 6.17). Toto madlo je ergonomicky tvarováno pro snadné otáčení.

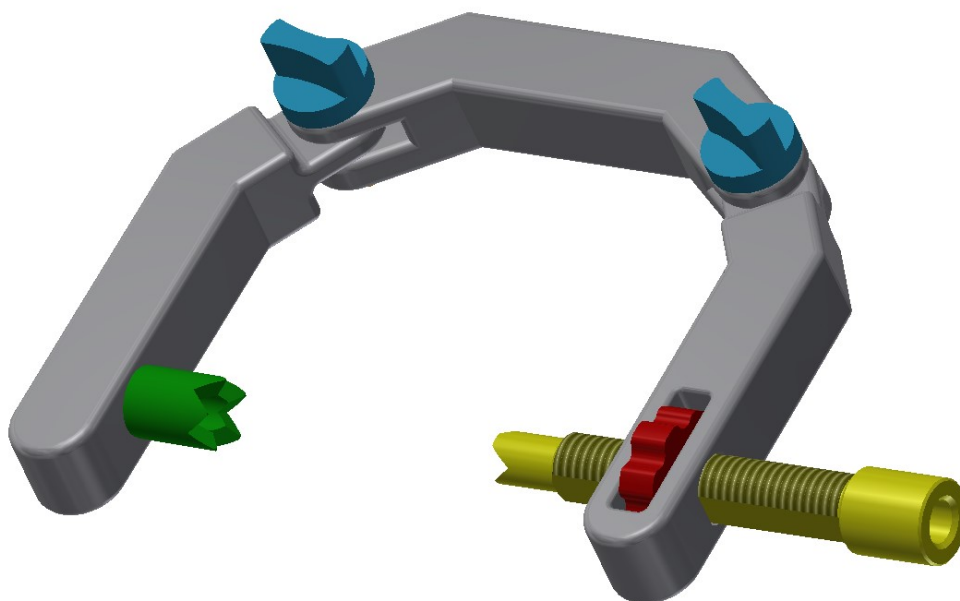


Obr. 6.17 Detail madla pohybového šroubu

- | | |
|-----------|---|
| Výhody: | Tuhost celé sestavy |
| | Zrychlení manipulace díky možnosti přímočarého posunu pohyb. šroubu |
| | Možnost otáčení pohybového šroubu ergonomicky tvarovaným madlem |
| Nevýhody: | Složitější konstrukce posuvného mechanismu |
| | Nemožnost úhlového nastavení |
| | Omezený rozsah použití, přípravky není rozměrově univerzální |
| | Obtížnější čištění přípravku z důvodu složitější konstrukce |

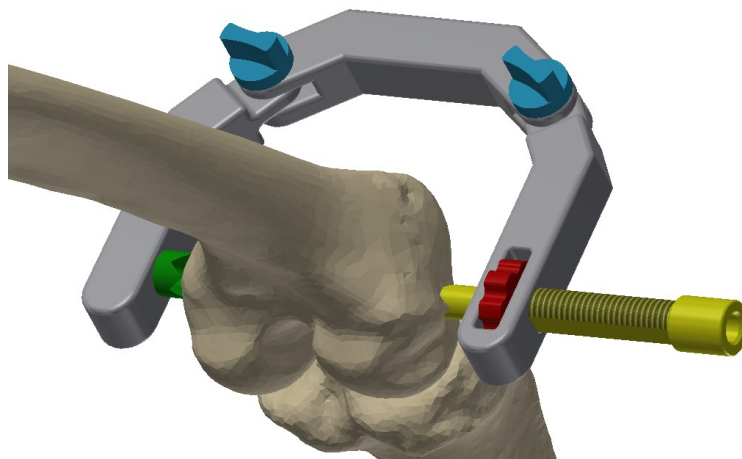
Varianta č. 3 (viz obr. 6.18, 6.19, 6.20):

Nevýhoda pevného rámu vedla k vytvoření této varianty č. 3. Rám je tedy nyní dělený, složený ze tří částí, přičemž tyto části jsou otočně spojeny pomocí upínacích šroubů (modrá barva). Po odjištění utahovacích šroubů ve spojích je možno ramena otáčet a nastavit tak požadovanou pozici ramen vůči pevné opěrce, která je v okamžiku nastavování pevně zapřena o stranu kolene. Jakmile je tato pozice nastavena, dotáhnou se utahovací šrouby a dojde tak ke svěrnému spojení mezi šroubem a rameny přípravku. Princip pohybového šroubu (žlutá barva) je převzat z varianty č. 1. Nemožnost rychlého posunu pohybového šroubu je u této varianty nahrazena nastavením jednotlivých ramen těsně k pokožce pacienta. Princip upevnění přípravku na koleno je obdobný jako u předchozích variant. Nejprve je přiloženo rameno s pevnou opěrkou s hroty (zelená barva), poté postupně nastaveny úhly ramen. Operátor si předběžně připraví tvar přípravku dle rozměru kolene pacienta. Následně po přiložení přípravku ke koleni může provést drobné korekce (uvolnění a opětovné utažení upínacího šroubu) některého z ramen. Dřík pohybového šroubu je dutý, koncová část šroubu je konstrukčně navržena pro snadnou aplikaci výměnných vrtacích pouzder.

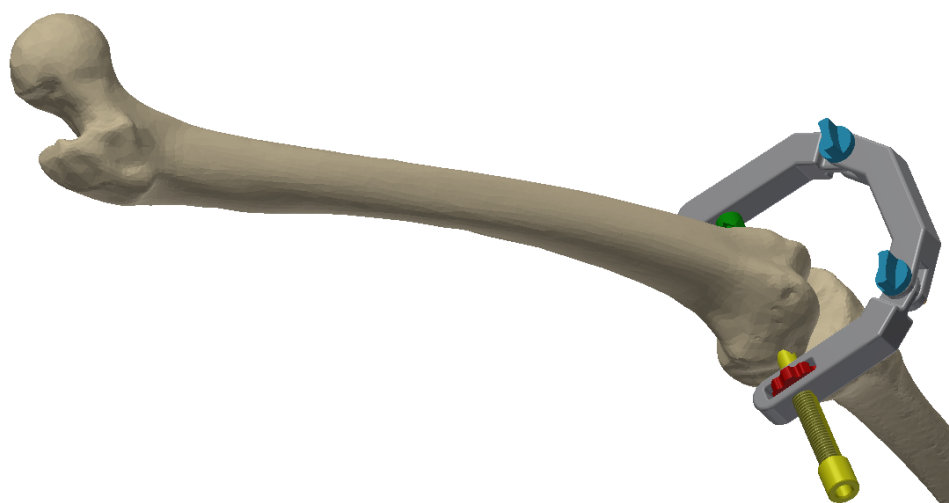


Obr. 6.18 Varianta č. 3

- | | |
|-----------|--|
| Výhody: | Možnost úhlového nastavení (možnost předběžného nastavení ramen vůči sobě, zrychlení fixace přípravku) |
| | Univerzálnější použití pro pacienty různých tělesných proporcí |
| Nevýhody: | Tvarová složitost komponentů pro výrobu a čištění |
| | Menší tuhost |
| | Nutná šetrná manipulace při uvolňování šroubů a matic v kloubech přípravku |

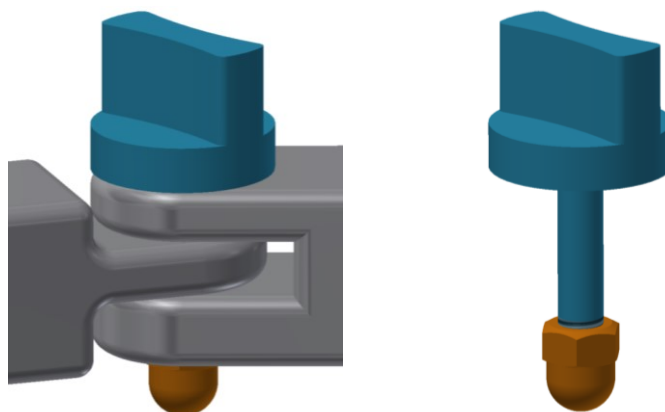


Obr. 6.19 Umístění varianty č. 3 na dolní konec stehenní kosti, pohled z vnitřní strany kolene



Obr. 6.20 Umístění varianty č. 3 na dolní konec stehenní kosti, pohled z pravé strany kolene

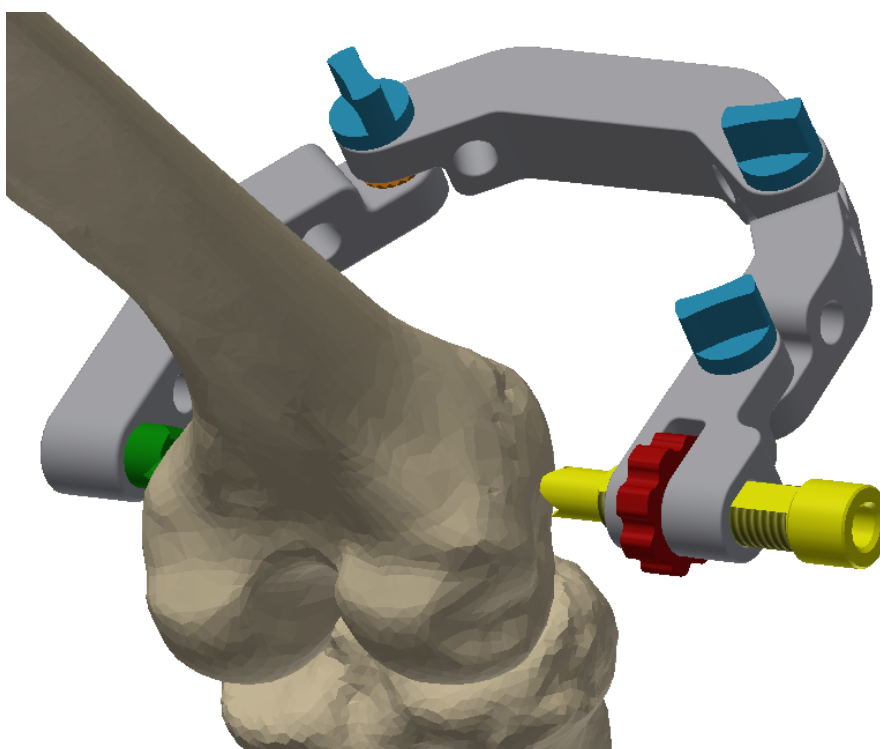
Upínací šroub (modrá barva) prochází skrze oba díly ramen přípravku. Uložení tohoto šroubu v ramenou je s vůlí. V jednom rameni je umístěna matice, do níž je upínací šroub zašroubován a tím dochází ke svěrnému spojení mezi rameny přípravku. Matice je do ramene vlepena pomocí speciálního vysokopevnostního lepidla. Závit na dřívku šroubu není v plné délce (viz obr. 6.21).



Obr. 6.21 Detail upínacího šroubu s maticí

Varianta č. 4 (obr. 6.22):

Aplikace úhlově nastavitelných kloubů z předchozí varianty č. 3 se ukázala jako více vyhovující pro potřeby použití. Z tohoto důvodu byly tyto otočné klouby ve variantě č. 4 ponechány. Rameno, v němž se pohybuje šroub, bylo rozděleno na dvě samostatné části, které jsou kloubově spojeny. Přidání dalšího kloubu do přípravku umožnilo jeho větší nastavitelnost, tzn. operátor může zavádět šrouby ve větším úhlovém rozmezí. Koncové rameno přípravku, v němž je veden pohybový šroub (žlutá barva), je rozšířeno z důvodu lepšího vedení šroubu (delší styčná plocha). Při návrhu bylo přihlédnuto na vyrobitelnost jednotlivých komponentů. Jejich tvarové provedení bylo optimalizováno s vynecháním příliš výrobně složitých prvků. V jednotlivých ramenech jsou otvory, do nichž je možné při operaci zavést další přídavné dráty, šrouby, aj. dle daného zranění a volby operátora.

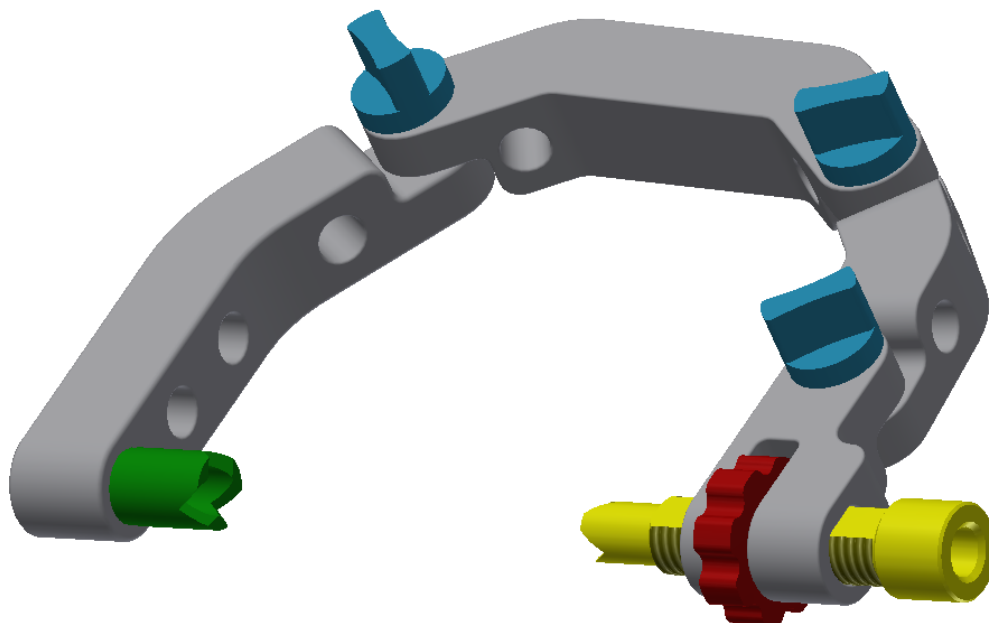


Obr. 6.22 Umístění varianty č. 4 na dolní konec stehenní kosti, pohled z vnitřní strany kolene

- | | |
|-----------|--|
| Výhody: | Možnost úhlového nastavení (možnost předběžného nastavení ramen vůči sobě, zrychlení fixace přípravku) |
| | Univerzálnější použití pro pacienty různých tělesných konstitucí |
| | Otvory pro vodící pouzdra v jednotlivých dílech ramen |
| Nevýhody: | Nutná šetrná manipulace při uvolňování šroubů a matic v kloubech přípravku |
| | Složitější konstrukce |
| | Menší tuhost sestavy |

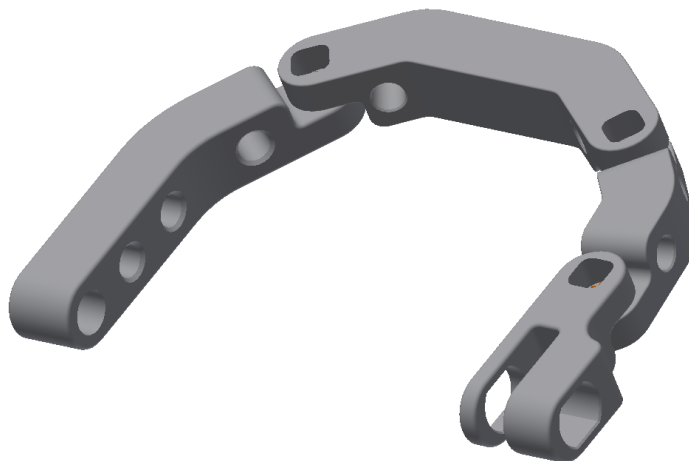
6.4 Výsledné konstrukční řešení přípravku

Zadané požadavky nejlépe splňuje varianta č. 4 (viz obr. 6.23). Díky použitému systému změny úhlu ve třech kloubech umožňuje navržený přípravek několik možností nastavení poloh (otáčení kolem osy stavěcích šroubů). Změnu úhlu je možno provádět pouze v jedné ose, avšak poloha přípravku může být upravena natočením celého přípravku dle nutnosti.



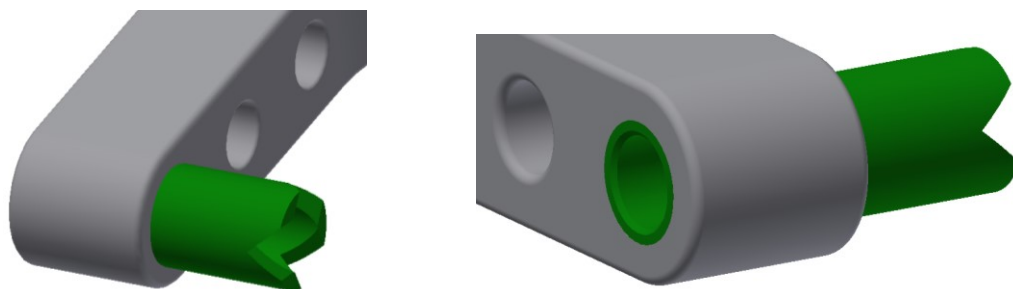
Obr. 6.23 Výsledná varianta navrhovaného přípravku

Hlavní částí navrženého přípravku je rám, jenž je tvořen čtyřmi samostatnými rameny (viz obr. 6.24). Rám přípravku je vyroben z termoplastu PEEK 1000 (Polyetheretherketone). Tvar rámu je přizpůsoben dle tvaru, velikosti kolene a pozici pacienta při operaci. V jednotlivých ramenech jsou vyvrtány otvory, které slouží k zavedení vrtacích pouzder či K-drátů dle potřeby. U některých typů poranění je nezbytné dodatečné zavádění K-drátů a šroubů do fragmentů z jiného úhlu.



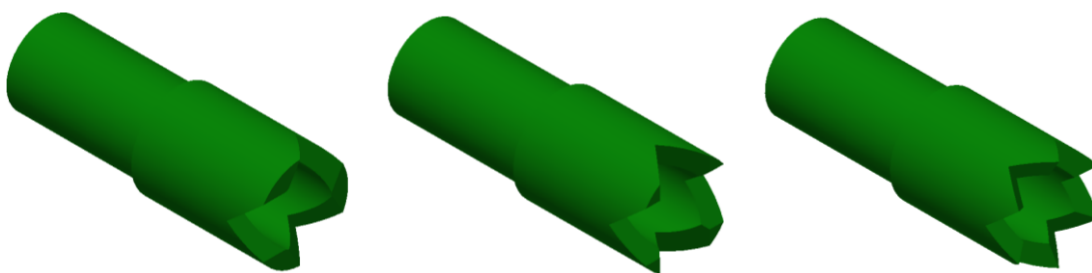
Obr. 6.24 Rám přípravku skládající se ze čtyř částí

Do ramene přípravku, jež bude přikládáno z vnitřní strany kolene, je zalisována opěrka s hroty (viz obr. 6.25). Po přitáhnutí protilehlých ramen přípravku se opěrka tzv. opře o stranu kolene (dojde k mírnému vniknutí hrotů, jimiž je opěrka opatřena) do podkožních měkkých tkání v oblasti kolene. Žádoucí je pouze mírné vniknutí do měkkých tkání a do podkožního prostoru, nikoliv dotyk až na kost. Opěrka je vyrobena z korozi-vzdorné, chromové oceli 1.4021.



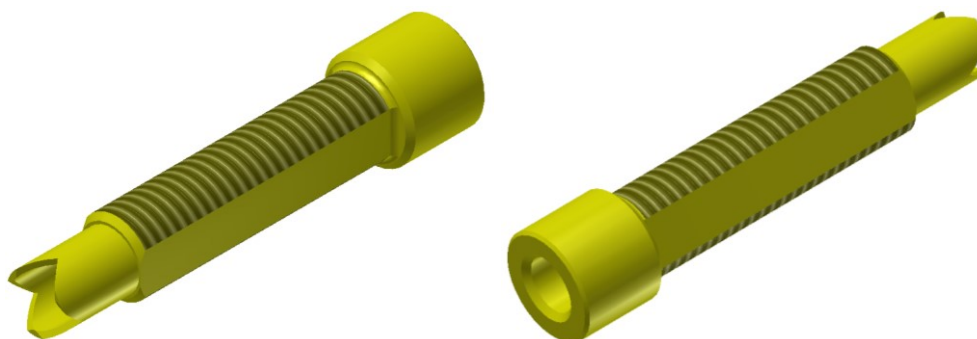
Obr. 6.25 Zobrazení opěrky vložené do ramene přípravku

Tato opěrka může být vyrobena ve více variantách (viz obr. 6.26). Základní řada obsahuje tří-, čtyř- a šestihroté opěrky. Dřík opěrky je dutý, jelikož v některých případech může být nutno vést K-drát či jiné nástroje skrze celé koleno. Vnější průměr části dotýkající se kůže má velikost 14 mm a průměr dříku zalisovaného do ramene přípravku 12 mm. Délka opěrky je 39 mm. Průměr otvoru je 9 mm. Na konci je opěrka opatřena zkosením pro snadnější zavádění vrtacích pouzder. Opěrka je zalisována do ramene přípravku, tím se předchází jejímu možnému samovolnému vypadnutí z ramene přípravku a případné ponechání v měkkých tkáních pacienta, do kterých je zasunuta při operaci.



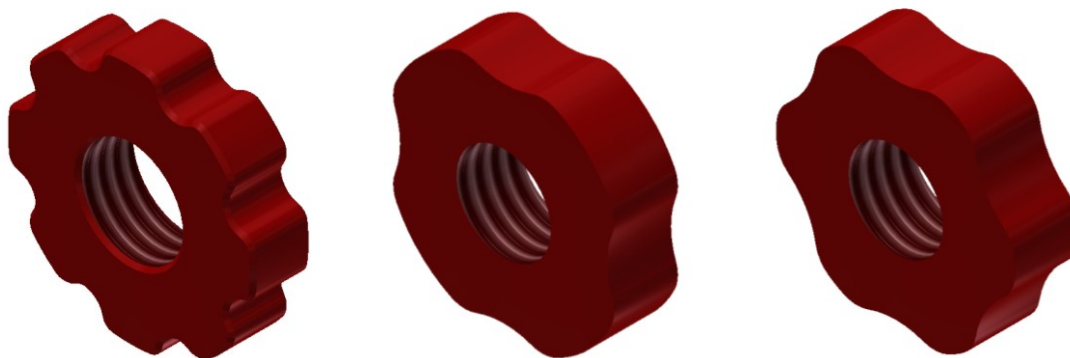
Obr. 6.26 Varianty opěrek s hroty

Dalším komponentem přípravku je pohybový šroub (viz obr. 6.27), který je pouze posunován, bez možnosti rotace. Tento posun je zajištěn pomocí dvou protilehlých ploch, které jsou v podélném směru šroubu. Průměry díku šroubu jsou odstupňovány, koncovka má průměr 20 mm, závitová část 16 mm a hrot má 13 mm. Střední část je opatřena závitěm jen na přibližně 60 % plochy, boky jsou odfrézovány a jsou zde vytvořeny vodící plochy pro vedení v rameni přípravku. Celková délka šroubu je 80 mm. Na konci je opatřen hrotem, který, stejně jako opěrka (zelená barva) na protilehlém rameni, vniká do měkkých tkání pacienta. Šroub je opatřen průchozím otvorem pro možnost zavádění vrtacích pouzder, K-drátů, vrtáků, šroubů, díků šroubováků. Ty jsou do šroubu zasouvány a po dobu nutnou k vyvrtání, vystružení či zašroubování jsou přidržovány pomocí rukojeti jednou rukou operátéra.



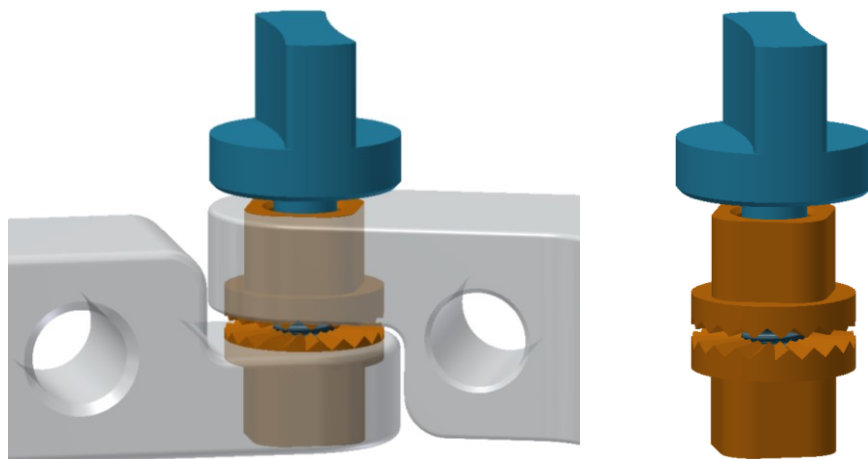
Obr. 6.27 Pohybový šroub

Posuvný pohyb šroubu je zajištěn otáčením červené matice (viz obr. 6.28). Matice vykonává pohyb rotační, šroub vykonává pouze pohyb posuvný. Jedním z požadavků na konstrukci bylo zamezení otáčení šroubu. Pokud by se šroub otáčel a zároveň zasouval do těla, došlo by k potrhání měkkých tkání, a tak ke značné devastaci kožních a podkožních tkání. Při konstrukčním návrhu matice jsem vytvořil více tvarových variant z důvodu variability při výběru. Tyto varianty je nutno poskytnout lékařům, aby určili, který tvar matice nejvíce vyhovuje jejich požadavkům.



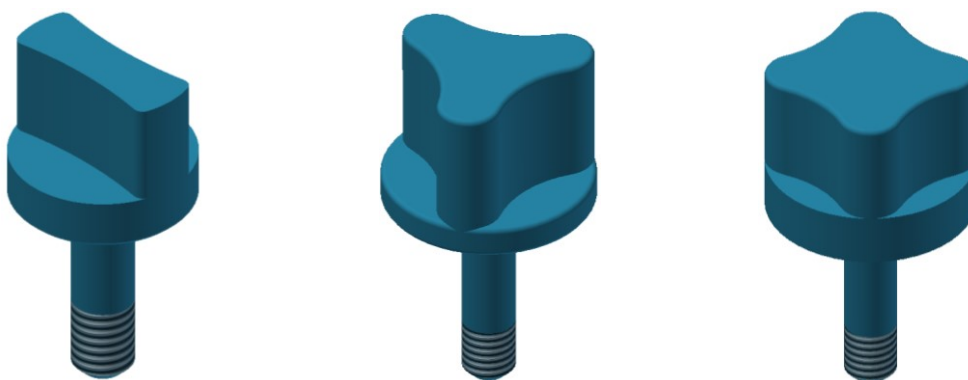
Obr. 6.28 Varianty pohybové matice

Rameny přípravku je možno otáčet pomocí tří upínacích šroubů, spojujících vždy dvě ramena. Úhlového nastavování je docíleno tzv. vícehrany zalisovanými v protilehlých koncích ramen (viz obr. 6.29). Kvůli sterilizaci a čištění mezi operacemi je nutno úplného vyšroubování upínacích šroubů. Z tohoto důvodu nejsou nijak zajištěny.



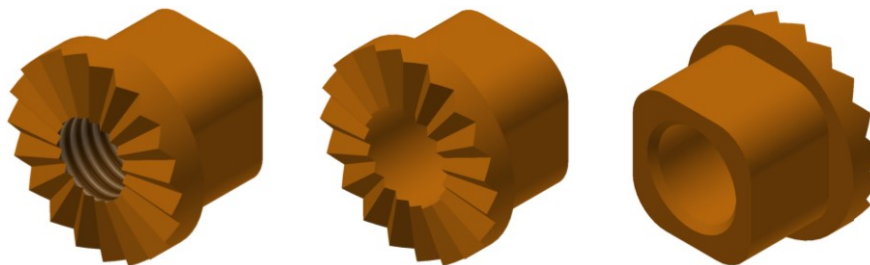
Obr. 6.29 Spojení vložek s vícehranem a rameny přípravku

Šroub spojující ramena přípravků je možno vyrobit např. s dvoj, tří nebo čtyřhrannou hlavou (viz obr. 6.30). Ergonomie úchytů je navrhována pro ideální rozložení sil při utahování či povolování šroubů prsty jedné ruky. Dřík šroubu má průměr 6 mm a v koncové části je opatřen závitem M6x1 délky 8 mm. Délka dříku je 20 mm. Pro prodloužení životnosti závitu je šroub vyroben z oceli 1.4021.



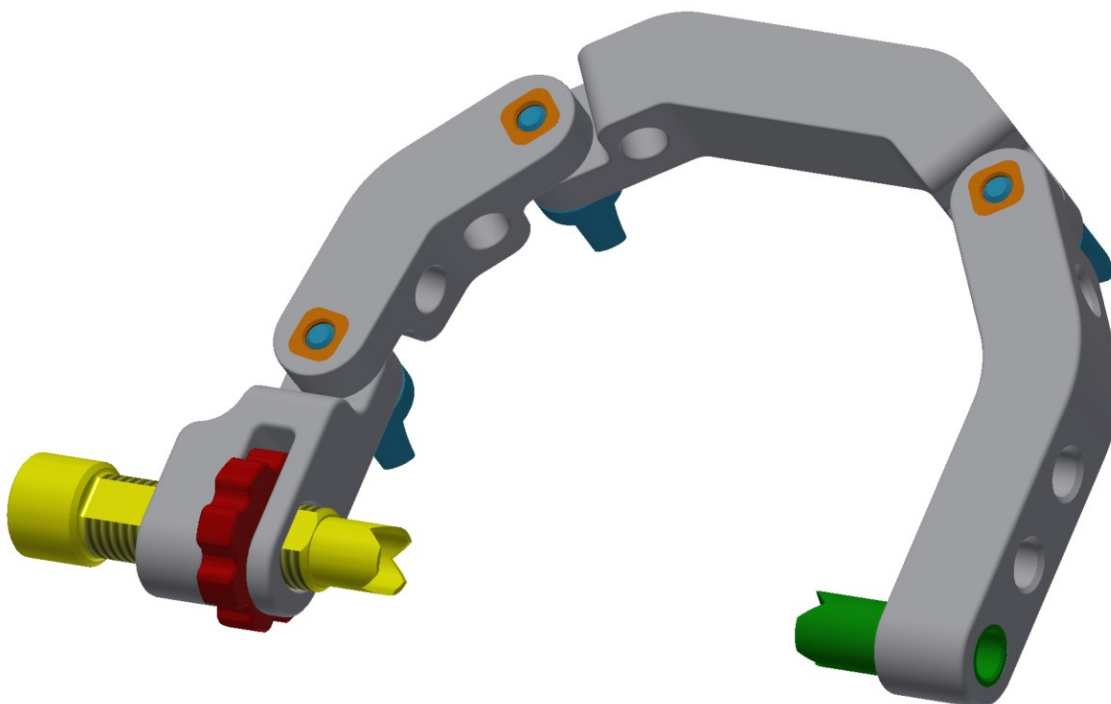
Obr. 6.30 Varianty upínacího šroubu

Do ramene jsou umístěny vložky, které mají na jedné straně tzv. vícehran (viz obr. 6.31) a z druhé strany jsou tvarově řešeny jako čtyřhran, který je vložen do protikusu ramene přípravku. Díky čtyřhranu je zabráněno pootočení vložky v rameni. Tyto vložky jsou do ramen přípravku zalisovány.



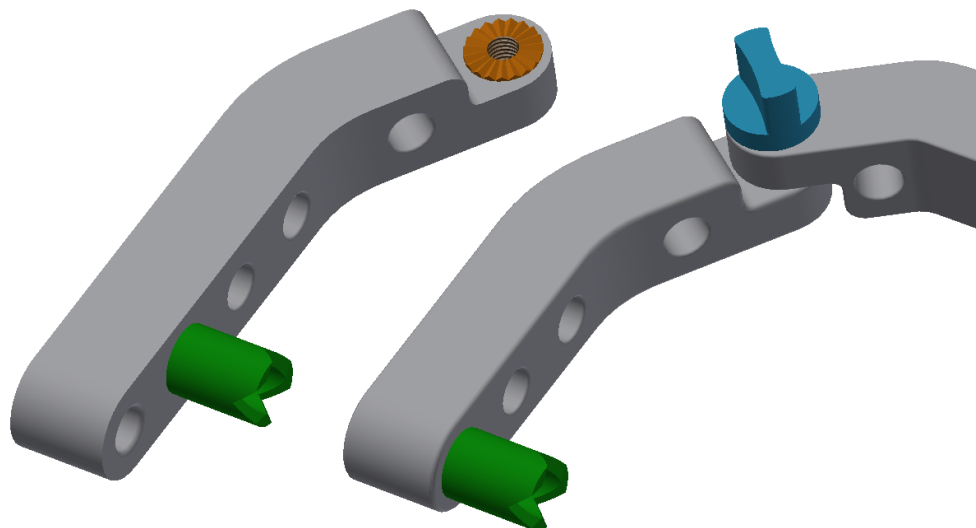
Obr. 6.31 Vložka – vícehran, čtyřhran

Upínací šrouby procházejí skrze obě ramena přípravku. Po utáhnutí však nepřesahují rameno a nejsou tak nebezpečné z hlediska poranění operátora nebo pacienta (viz obr. 6.32).



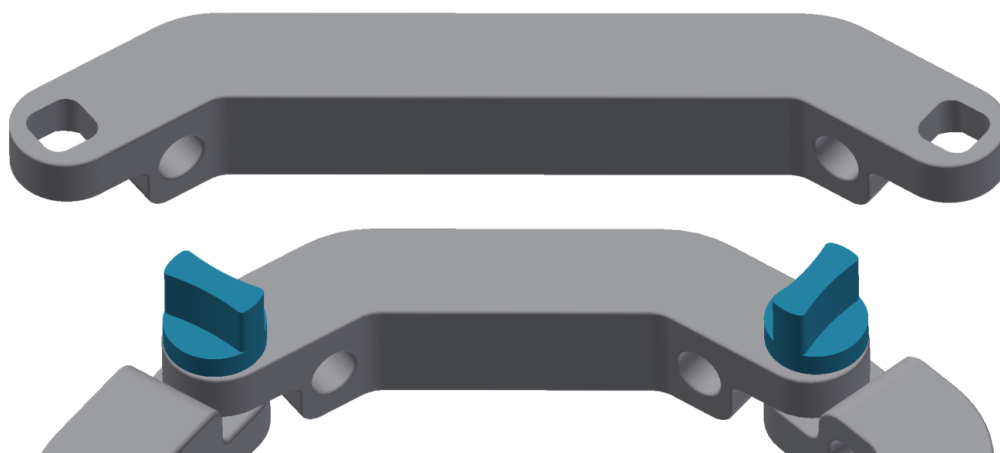
Obr. 6.32 Výsledná varianta přípravku pohled zespodu

Další možností je nahrazení ramene, do něhož je vložena opěrka s hroty (zelená barva), za rameno delší (viz obr. 6.33), v němž jsou vyvrtány čtyři otvory pro případné zavedení vrtacích pouzder a ostatních nástrojů potřebných pro operaci. Opěrka (zelená barva) zůstává pevně spojena (nalisována) s ramenem přípravku ve třetím otvoru od otočného kloubu. Díky této variabilitě má operatér možnost přesného zavedení dalšího šroubu v blízkosti již zavedeného šroubu.



Obr. 6.33 Výměnné rameno s opěrkou

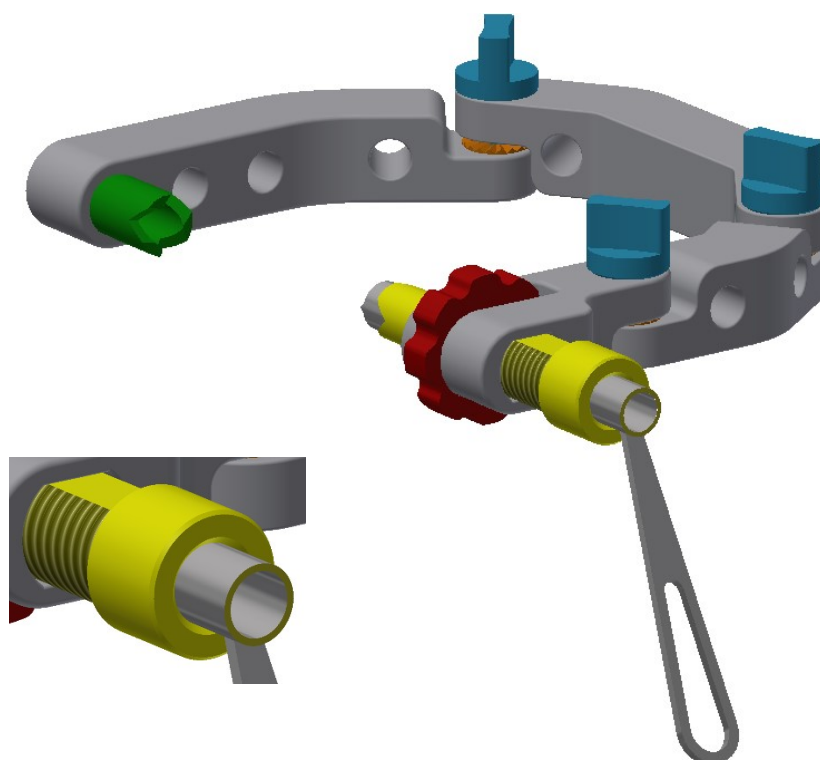
Vzhledem k použití tohoto přípravku na pacientech o různých konstitucích je variabilně možností nahrazení prostředního ramene za rameno delší (viz obr. 6.34). Tato varianta je aplikovatelná hlavně u pacientů s větším tukovým obalem kostí. Na rovné ploše přípravku nejsou umístěny žádné otvory. Z přední strany kolene většinou není potřeba dodatečného zavádění instrumentária.



Obr. 6.34 Výměnné střední rameno delší

6.5 Postup použití přípravku při operaci

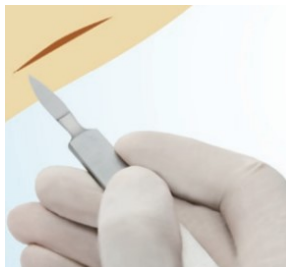
Pomocí RTG snímkování je zjištěn rozsah poranění a úhlové postavení fragmentů. Mnou navržený přípravek je nejprve smontován na vedlejším odkládacím stolku a poté přiložen na koleno pacienta. Do dříku pohybového šroubu o průměru 11 mm, jenž je součástí ramene přípravku, se vloží ochranné (vodící) pouzdro s vnitřním průměrem 9 mm (viz obr. 6.35). Do ochranného pouzdra vloženého v dříku pohybového šroubu se později vkládají jednotlivá vrtací pouzdra podle typu použitého instrumentária.



Obr. 6.35 Ochranné pouzdro vloženo do pohyb. šroubu a detail ochranného pouzdra

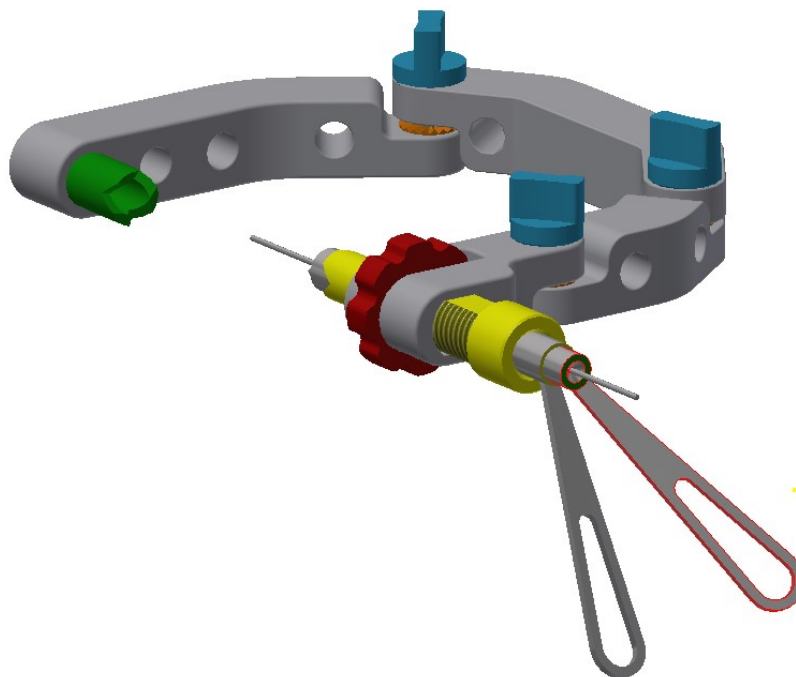
V místě dotyku s kůží se provede miniinvazivní narušení skalpelem tzv. incize v délce přibližně 1 cm (viz obr. 6.36). Po provedené incizi jsou všechny tři klouby přípravku pevně dotaženy. Přípravek je poté úhlově stabilní a přiložen ke kolenu. Otáčením červené matice dochází k vysouvání pohybového šroubu směrem ke kolenu. Tím je způsobena komprese, pomocí níž nastává správná repozice úlomků. Tato repozice je jednou z klíčových částí osteosyntézy. Je proto velmi důležité uvést fragmenty do původní anatomické polohy, zejména fragmenty kloubních ploch.

Díky miniinvazivnímu narušení kůže pacienta vznikne tzv. vstupní otvor, do něhož operatér opatrně zavádí ochranné pouzdro hlouběji pod kůži do oblasti měkkých tkání, dokud se nezastaví o kost. V případě problematického zasouvání ochranného pouzdra je zapotřebí použití rozpěrných kleští pro měkké tkáně.



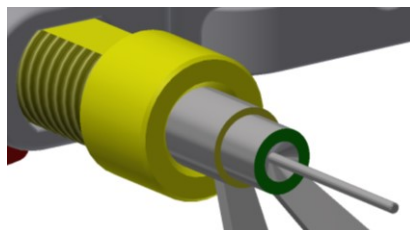
Obr. 6.36 Incize do kůže [44]

Zasunutí ochranného pouzdra na dotyk s kostí je provedeno z důvodu předejití namotání šlach a vazů při vrtání nebo šroubování nástrojů do těla pacienta. Jakmile se ochranné pouzdro dotýká kosti, následuje zavedení vrtacího pouzdra pro K-drát (viz obr. 6.37). Pouzdro je vloženo do ochranného pouzdra. Následuje zacílení K-drátu přes toto vodící pouzdro. Díky těmto pouzdrům dochází k přesnějšímu zacílení instrumentária do poškozených fragmentů kostí. Dle velikosti a počtu fragmentů kostí operatér zvolí průměr kanylovaných šroubů a jim odpovídající průměr K-drátu.



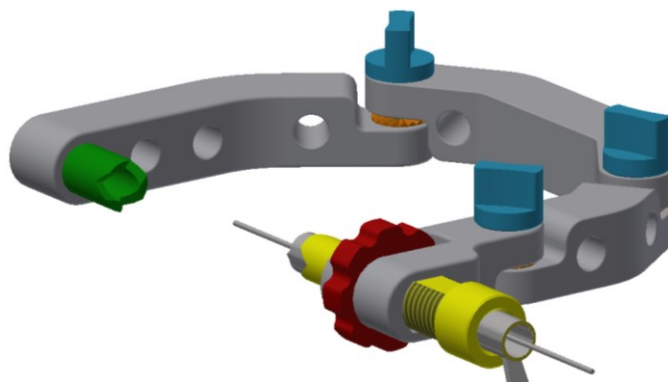
Obr. 6.37 Vrtací pouzdro pro K-drát vloženo do ochranného vrtacího pouzdra

Vrtací pouzdro určeno k přesnému zacílení K-drátu je označeno zelenou barvou (viz obr. 6.38). K-drát je opatřen špičkou, pomocí níž je zavrtáván vrtačkou do fragmentů kostí. Je upnut do sklíčidla vrtačky nebo ručního sklíčidla. Hloubka zavrtání drátu je kontrolována pomocí RTG snímače či hloubkoměru.



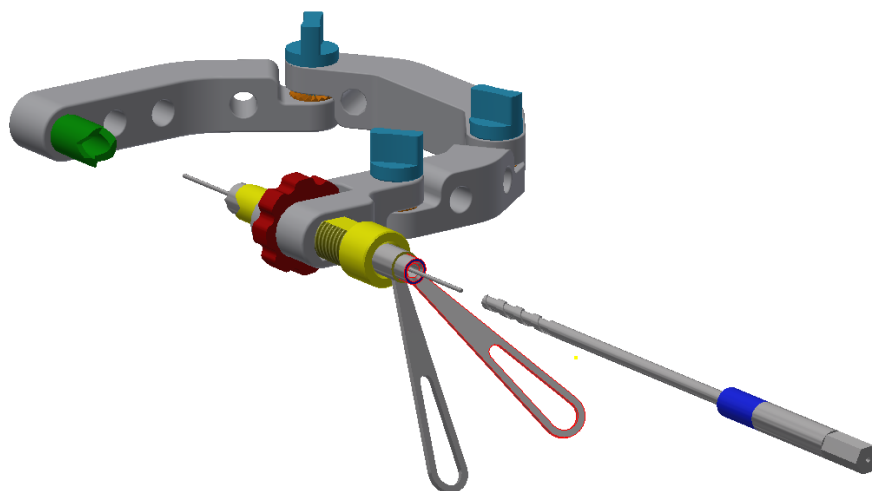
Obr. 6.38 Detail vrtacího pouzdra pro K-drát

Po zavrtání K-drátu do požadované hloubky jsou fragmenty dočasně zafixovány. Vrtací pouzdro pro K-drát je vysunuto z těla pacienta i z ramene přípravku. K-drát zůstává zavrtán a pevně spojen s fragmenty kostí (viz obr. 6.39).



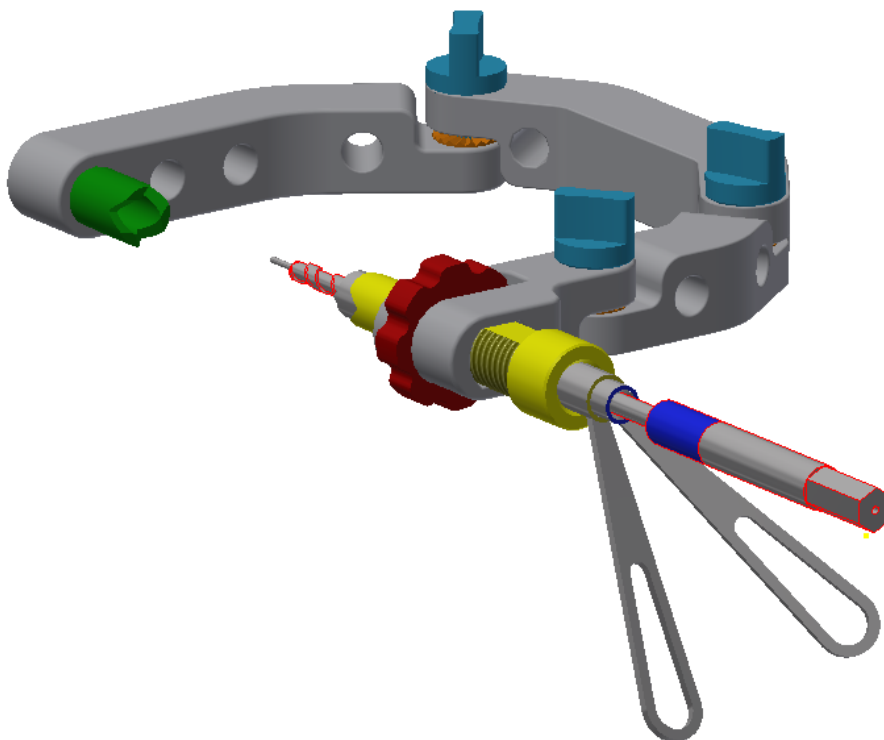
Obr. 6.39 Znázornění ochranného pouzdra v pohybovém šroubu se zavrtaným K-drátem

Místo vysunutého pouzdra se do ochranného pouzdra nasune vrtací pouzdro určené pro vrták (viz obr. 6.40).



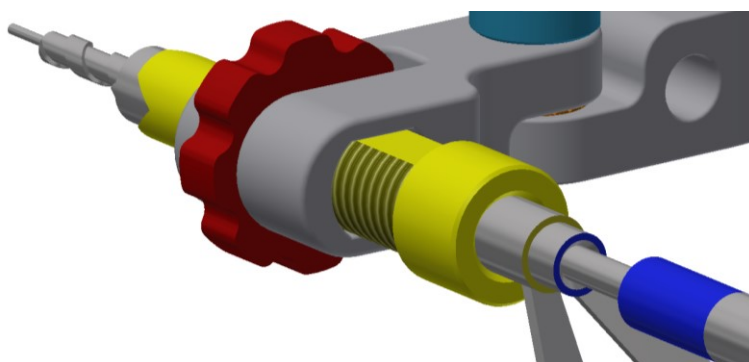
Obr. 6.40 Vrtací pouzdro pro vrták vloženo do ochranného vrtacího pouzdra

Lékaři z Fakultní nemocnice Ostrava používají nejčastěji kanylované šrouby průměrů 4,5 mm, 5 mm nebo 7 mm. Pro tyto šrouby jsou používány vrtáky průměrů 3,4 mm, 4 mm a 5 mm. Do vrtacího pouzdra určeného pro vrtání je vložen vrták (viz obr. 6.41). Ten je osově veden díky dutému dříku po již zavedeném K-drátu. Kolem vrtáku je stále ochranné (vrtací) pouzdro, které ochraňuje okolní měkké tkáně. Pomocí tohoto vrtáku je do kosti vyvrtán otvor pro šroub.



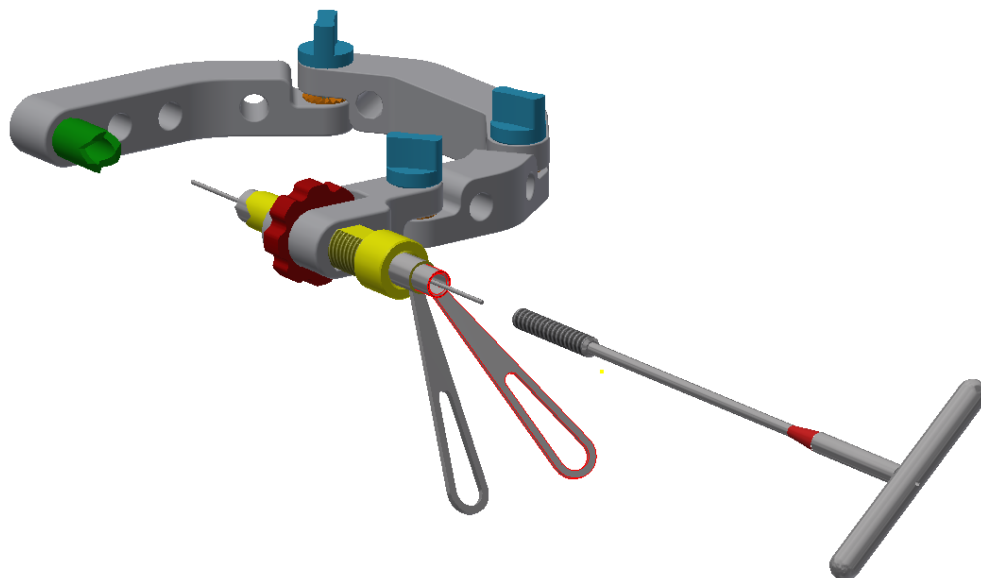
Obr. 6.41 Přesné zacílení vrtáku vedením po K-drátu a zasunutí do vrtacího pouzdra

Vrtací pouzdro určeno k přesnému zacílení vrtáku je označeno modrou barvou (viz obr. 6.42). Vrták má na svém rozšířeném dříku značku modré barvy pro jednoznačnost kompatibility.



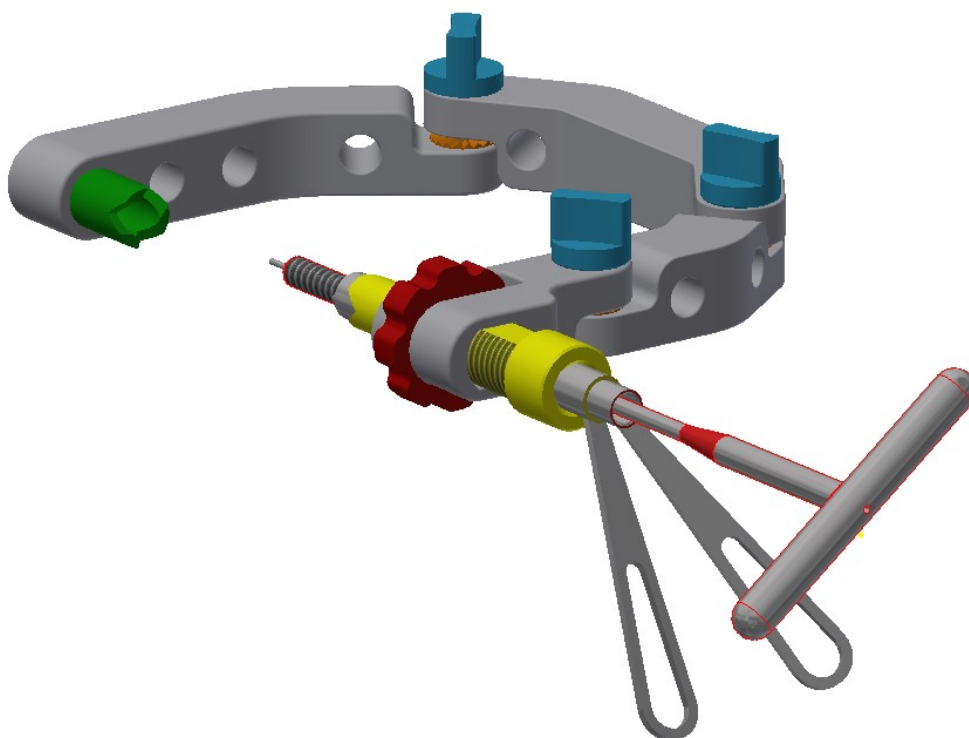
Obr. 6.42 Barevné znázornění na vrtacím pouzdře a dříku vrtáku

Po vysunutí vrtáku a vrtacího pouzdra určeného pro vrták následuje zavedení vrtacího pouzdra pro závitník (viz obr. 6.43), který do předvrtané díry vystruží závit pro snadnější aplikaci spongiózních kanylovaných šroubů.



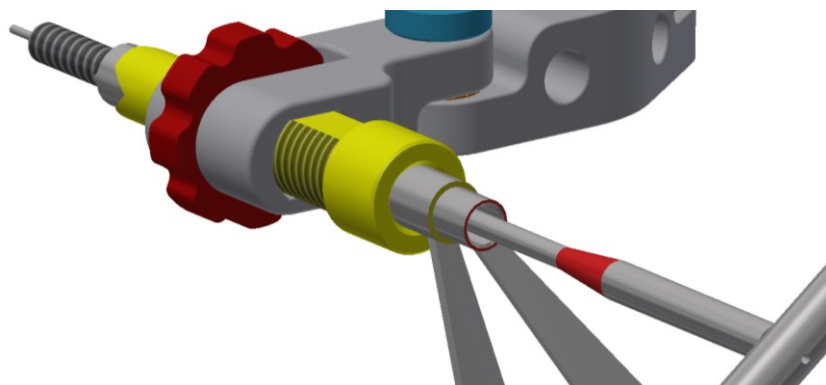
Obr. 6.43 Zavádění závitníku na K-drát a následně do pouzdra

Závitníky jsou opatřeny T rukojetí. Dřík závitníku je dutý, prochází ním K-drát. Závitník je tedy osově veden po tomto drátu (viz obr. 6.44).



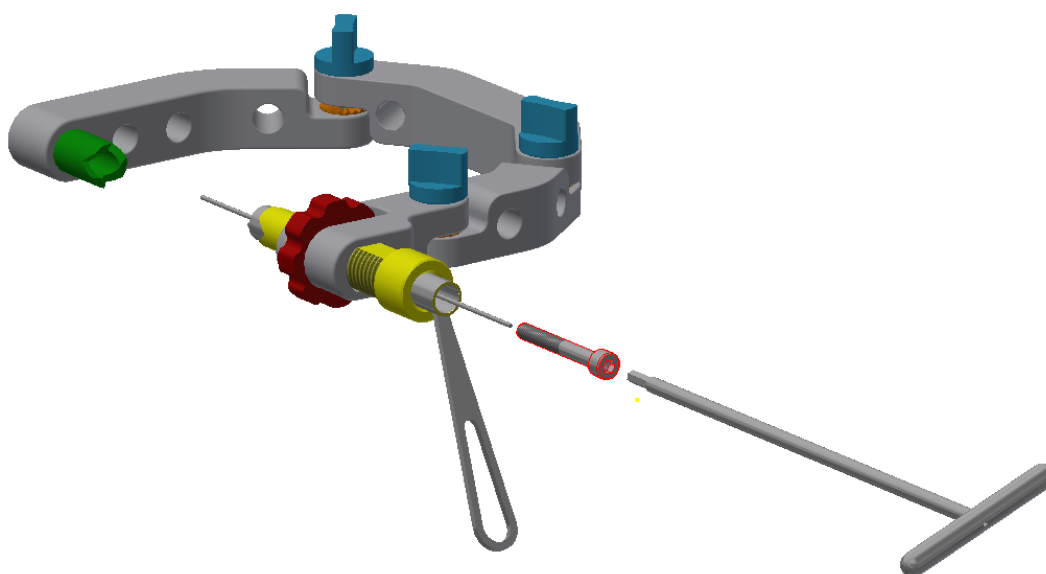
Obr. 6.44 Závitník zaveden do vrtacího pouzdra

Vrtací pouzdro určeno k přesnému zacílení závitníku je označeno červenou barvou. Závitník má na svém kuželovém dříku stejnou značku červené barvy pro jednoznačnost kompatibility (viz obr. 6.45).



Obr. 6.45 Barevné označení na dříku závitníku a na čele jemu příslušného pouzdra

Po vysunutí závitníku a vrtacího pouzdra určeného pro závitník z ramene přípravku je jako poslední zaveden kanylovaný šroub (viz obr. 6.46). Ten je osově veden po K-drátu, který je stále zavrtán v kostech, a ochranném pouzdu, které je zasunuto v rameni přípravku. Šroub je zašroubován ručně pomocí kanylovaného šroubováku s T rukojetí. Vzhledem k průchozímu otvoru v dříku šroubováku je možno vést šroub spolu se šroubovákem velmi snadno po K- drátu. Tento drát je do kosti zaveden již v prvotní fázi operace a umožňuje tak přesné vedení veškerého instrumentária potřebného k operaci.



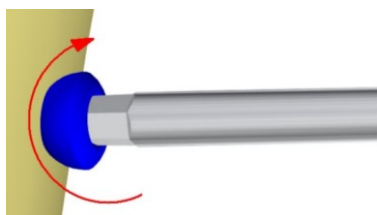
Obr. 6.46 Znázornění zavádění kanylovaného šroubu pomocí šroubováku s T rukojetí

Šroubovák je spojen s axiálním držadlem, nebo T držadlem (viz obr. 6.47). V žádném případě se šroubovák nesmí spojovat s elektrickou vrtačkou. Při utahování a výsledném dotahování šroubů je nezbytný cit v ruce operátora.



Obr. 6.47 Zobrazení šroubováku spolu s axiálním držadlem a držadlem T [45]

Zašroubováním kanylovaného šroubu ve směru hodinových ručiček dojde k trvalému zafixování fragmentů (viz obr. 6.48). Poté je nejprve vysunut šroubovák, dále ochranné pouzdro a jako poslední K-drát. Otáčením matice (červená barva) proti směru hodinových ručiček dojde k odtahnutí pohybového šroubu od kolene a tím k povolení fixace přípravku.



Obr. 6.48 Detail utahování kanylovaného šroubu pomocí kanylovaného šroubováku [45]

Na závěr je provedena konečná RTG kontrola. Po vypláchnutí je rána kryta měkkým obvazem. Po každé operaci je nutno přípravek a všechny jeho části důkladně očistit, sterilizovat. Vzhledem ke složitosti konstrukce je nutno některé součástky zcela demontovat a očistit odděleně. Po očištění a sterilizaci je přípravek opět připraven k dalšímu použití.

Pro usnadnění použití pouzder a nástrojů jsou rozlišeny pomocí barevného značení. Použití nástrojů usnadňuje barevné označení především tím způsobem, že jednotlivé nástroje je možno do sebe vkládat podle souhlasné barvy. Předejde se tak záměně požadovaného instrumentária při operaci.

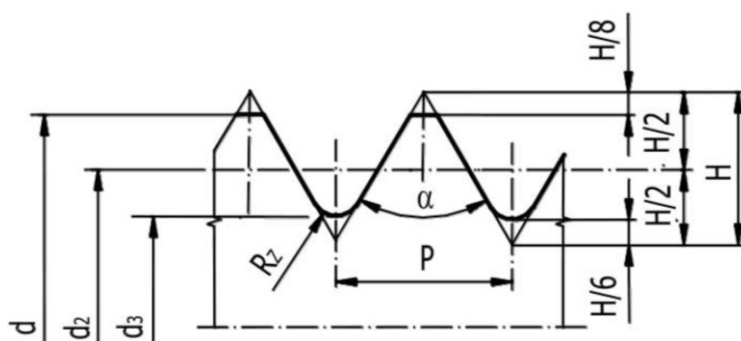
7 PEVNOSTNÍ VÝPOČTY

7.1 Pevnostní kontrola pohybového šroubu

Pohybový šroub (parametry viz tab. 7.1) se volně posouvá v rameni přípravku. Šroub je opatřen závitem. Otáčením matice dochází k posuvnému pohybu šroubu v nepohyblivých upínkách.

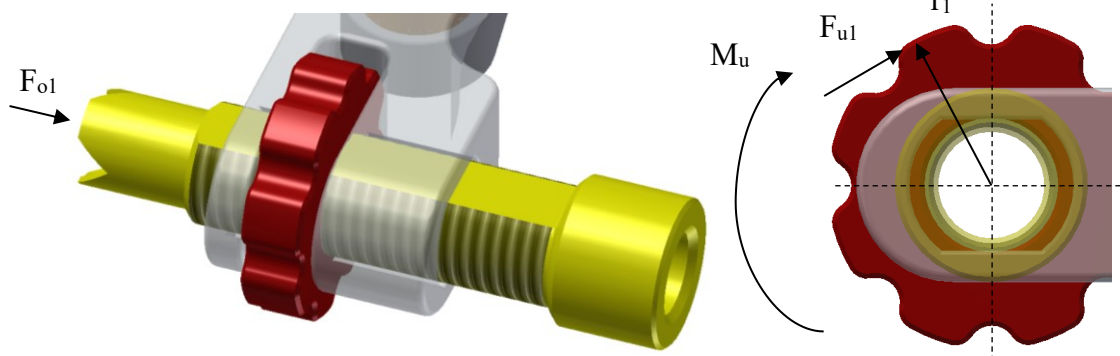
Tab. 7.1 Parametry závitu M16x1 [6]

Veličina	Označení	Velikost	Rozměr
Velký průměr (jmenovitý rozměr) závitu	d	16,000	[mm]
Střední průměr závitu	d_2	15,350	[mm]
Malý průměr závitu šroubu	d_3	14,773	[mm]
Malý průměr závitu matice	D_1	14,917	[mm]
Rozteč	P	1	[mm]
Stoupání	P_h	1	[mm]
Úhel profilu	α	60	[°]



Obr. 7.1 Metrický závit [7]

Manipulace s pohybovým šroubem je zajištěna otáčením ergonomicky tvarované matice (viz obr. 7.2).



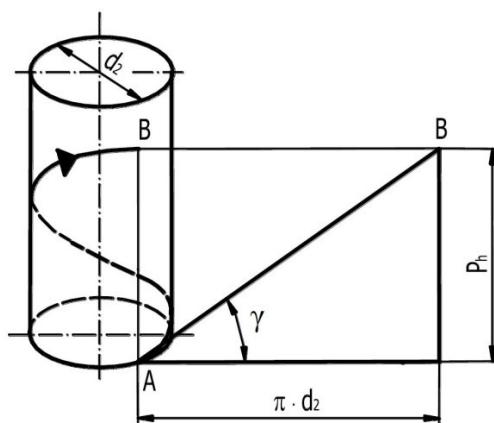
Obr. 7.2 Uložení pohybového šroubu

Pro výpočet úhlu stoupání závitu γ (viz obr. 7.3) a redukovaný třecí úhel φ' platí vztahy:

$$\gamma = \arctg \left(\frac{P_h}{\pi \cdot d_2} \right) \quad [^\circ] \quad (1)$$

$$\gamma = \arctg \left(\frac{1}{\pi \cdot 15,350} \right) \quad [^\circ]$$

$$\gamma = 1,18 = 1^\circ 11'$$



Obr. 7.3 Znázornění parametrů závitu [7]

$$\varphi' = \arctg \left(\frac{f_z}{\cos \left(\frac{\alpha}{2} \right)} \right) \quad [^\circ] \quad (2)$$

$$\varphi' = \arctg \left(\frac{0,36}{\cos \left(\frac{60}{2} \right)} \right) \quad [^\circ]$$

$$\varphi' = 22,57 = 22^\circ 34'$$

Součinitel smykového tření na závitu volím dle tab. 7.2 pro povrch matice neupravený, povrch šroubu neupravený, nemazané závity $f_z = 0,36$

Tab.7.2 Součinitel smykového tření na závitu f_z dle [8]

Povrch matice	Povrch šroubu	Součinitel tření na závitu f_z u závitů		
		nemazaných	mazaných olejem	mazaných pastou MoS ₂
neupravený	neupravený	0,19 ÷ 0,36	0,16 ÷ 0,24	0,12 ÷ 0,18
	fosfátovaný	0,28 ÷ 0,40	0,17 ÷ 0,30	0,13 ÷ 0,17
	černěný	0,27 ÷ 0,36	0,25 ÷ 0,28	0,16 ÷ 0,23
zinkovaný	zinkovaný	0,21 ÷ 0,43	0,11 ÷ 0,17	0,10 ÷ 0,13
kadmiovaný	kadmiovaný	0,15 ÷ 0,38	0,10 ÷ 0,17	0,10 ÷ 0,13

Utahovací moment M_u je dán součtem momentu tření v závitech M_{tz} a momentu tření mezi maticí a přípravkem M_{tm} :

$$M_{tz} + M_{tm} = M_u \quad [\text{N}] \quad (3)$$

$$F_t \cdot \frac{d_2}{2} + F_{o1} \cdot f_m \cdot \frac{d_m + d_d}{4} = F_{u1} \cdot r_1 \quad [\text{N}] \quad (4)$$

$$F_{o1} \cdot \text{tg}(\gamma + \varphi') \cdot \frac{d_2}{2} + F_{o1} \cdot f_m \cdot \frac{d_m + d_d}{4} = F_{u1} \cdot r_1 \quad [\text{N}]$$

kde

F_t [N] třecí síla v závitu

F_{o1} [N] osová síla v pohybovém šroubu

F_{u1} [N] utahovací síla vyvozená prsty jedné ruky, dle [46] je $F_{u1} = 20 \text{ N}$

r_1 [mm] páka, na níž působí síla ruky, $r_1 = 17 \text{ mm}$ (polovina účinné plochy matice)

d_m [mm] průměr matice působící na plochu ramene přípravku, $d_m = 28 \text{ mm}$

d_d [mm] průměr díry v rameni přípravku, $d_d = 17 \text{ mm}$

f_m [1] součinitel tření mezi plochou matice a ramenem, dle [38] volím $f_m = 0,15$

Po úpravě je osová tahová síla ve šroubu F_{o1} dána vztahem:

$$F_{o1} = \frac{F_{u1} \cdot r_1}{\text{tg}(\gamma + \varphi') \cdot \frac{d_2}{2} + f_m \cdot \frac{d_m + d_d}{4}} \quad [\text{N}] \quad (5)$$

$$F_{o1} = \frac{20 \cdot 17}{\text{tg}(1,18 + 22,57) \cdot \frac{15,350}{2} + 0,15 \cdot \frac{28 + 17}{4}} \quad [\text{N}]$$

$$F_{o1} = 67 \text{ N}$$

Pro veškeré následující výpočty bude počítáno s největší osovou silou, která může nastat.

Šroub je namáhán tahovým, smykovým i ohybovým napětím. Z tohoto důvodu je nutno provést veškeré pevnostní kontroly šroubu.

Pevnostní kontrola jádra závitového šroubu dle HMM:

- smykové napětí τ_s :

$$\tau_s = \frac{M_k}{W_k} = \frac{F_{u1} \cdot r_1}{\frac{\pi}{16} \cdot \frac{d_3^4 - d_{v1}^4}{d_3}} \quad [\text{MPa}] \quad (6)$$

kde

M_k [N·mm] krouticí moment

W_k [mm³] průřezový modul v krutu

d_{v1} [mm] průměr díry v pohybovém šroubu, $d_{v1} = 11 \text{ mm}$

$$\tau_s = \frac{20 \cdot 17}{\frac{\pi}{16} \cdot \frac{14,773^4 - 11^4}{14,773}} \quad [\text{MPa}]$$

$$\tau_s = 0,77 \text{ MPa}$$

- tahové napětí σ_t :

$$\sigma_t = \frac{F_{o1}}{S_1} = \frac{F_{o1}}{\frac{\pi \cdot (d_3^2 - d_{v1}^2)}{4}} \quad [\text{MPa}] \quad (7)$$

kde

S_I [mm²] průřez jádra šroubu

$$\sigma_t = \frac{67}{\frac{\pi \cdot (14,773^2 - 11^2)}{4}} \quad [\text{MPa}]$$

$$\sigma_t = 0,87 \text{ MPa}$$

- ohybové napětí σ_o :

$$\sigma_o = \frac{M_o}{W_o} = \frac{F_{o1} \cdot e}{\frac{\pi}{32} \cdot (d_3^3 - d_{v1}^3)} \quad [\text{MPa}] \quad (8)$$

kde

M_o [N·mm] ohybový moment

W_o [mm³] průřezový modul v ohybu

e [mm] maximální posunutí ve směru kolmém k ose pohybového šroubu
(hodnota doporučena odborníky, $e = 5$ mm)

$$\sigma_o = \frac{67 \cdot 5}{\frac{\pi}{32} \cdot (14,773^3 - 11^3)} \quad [\text{MPa}]$$

$$\sigma_o = 1,8 \text{ MPa}$$

Pro kontrolu šroubu je nutno spočítat redukované napětí σ_{red} :

$$\sigma_{red} = \sqrt{(\sigma_t + \sigma_o)^2 + 4 \cdot \tau_s^2} \quad [\text{MPa}] \quad (9)$$

$$\sigma_{red} = \sqrt{(0,87 + 1,8)^2 + 4 \cdot 0,77^2} \quad [\text{MPa}]$$

$$\sigma_{red} = 3 \text{ MPa}$$

Vypočtené redukované napětí, které musí být menší nebo rovno dovolenému napětí σ_D , se určí ze znalosti meze kluzu materiálu a součinitele statické bezpečnosti:

$$\sigma_{red} = \sigma_D = \frac{R_e}{k_s} \quad [\text{MPa}] \quad (10)$$

kde

R_e [MPa] mez kluzu materiálu 1.4021, $R_e = 500$ MPa

k_s [1] součinitel statické bezpečnosti, dle [8] volím $k_s = 5$

$$\sigma_D = \frac{500}{5} = 100 \text{ MPa}$$

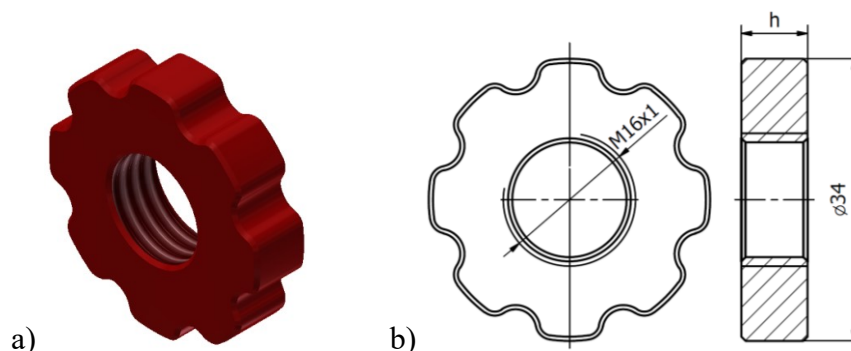
$$\sigma_{red} < \sigma_D$$

$$3 \text{ MPa} < 100 \text{ MPa}$$

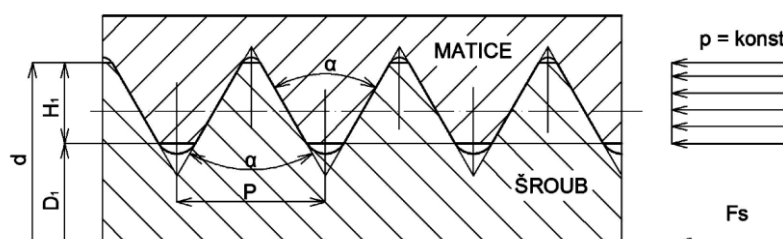
Podmínka je splněna, mnou navržený pohybový šroub pevnostně vyhovuje. Z výsledku pevnostní podmínky vyplývá, že pohybový šroub je předimenzován, avšak z konstrukčního hlediska není možno průměr pohybového šroubu zmenšit. Průměr šroubu je dán vodícími pouzdry, které budou do šroubu vkládány.

7.2 Výpočet výšky matice h pohyblivé upínky

Pro určení potřebné velikosti matice (obr. 7.4), se vychází nepřímo z kontroly měrného tlaku v závitech. Předpokládá se rovnoměrné rozložení tlaku v závitech (viz obr. 7.5).



Obr.7.4 Znázornění pohybové matice c) 3D pohled b) nárys, řez



Obr.7.5 Znázornění závitu pohybového šroubu [7]

Větší skutečné zatížení prvních závitů matice se respektuje sníženou hodnotou dovoleného měrného tlaku mezi závity p_D . Měrný tlak v závitech p je dán vztahem:

$$p \leq p_D \quad [\text{MPa}] \quad (11)$$

$$\frac{F_{o1}}{\pi \cdot d_2 \cdot H_1 \cdot z} \leq p_D \quad [\text{MPa}]$$

kde

p_D	[MPa]	dovolený měrný tlak (ocel-ocel), dle tab. 7.3 volím $p_D = 20\text{MPa}$
z	[1]	počet závitů
H_1	[mm]	nosná výška závitu

Tab. 7.3 Dovolenoý měrný tlak v závitech pohybového šroubu [7]

Šroub	Matice	p_D [MPa]
ocelový	ocelová	20
	olovnatý bronz	15
	šedá litina	10

Potřebný počet závitů z se určí ze vztahu:

$$z \geq \frac{F_{o1}}{\pi \cdot d_2 \cdot H_1 \cdot p_D \cdot \eta} \quad (12)$$

$$z = \frac{67}{\pi \cdot 15,35 \cdot 0,542 \cdot 20 \cdot 0,6}$$

$$z = 0,21 \cong 1$$

kde

η	[-]	koeficient záběru závitu vzhledem k ploškám na šroubu, závit je na 60 % plochy šroubu, tudíž $\eta = 0,6$
--------	-----	---

Nosnou hloubku závitu H_1 určíme pomocí vztahu:

$$H_1 = \frac{d - D_1}{2} \quad [\text{mm}] \quad (13)$$

$$H_1 = \frac{16 - 14,917}{2} \quad [\text{mm}]$$

$$H_1 = 0,542 \text{ mm}$$

Potřebnou výšku matice h vypočteme ze vztahu:

$$h = \frac{z \cdot P_h}{n_z} \quad [\text{mm}] \quad (14)$$

$$h = \frac{1 \cdot 1}{1} \quad [\text{mm}]$$

$$h = 1 \text{ mm}$$

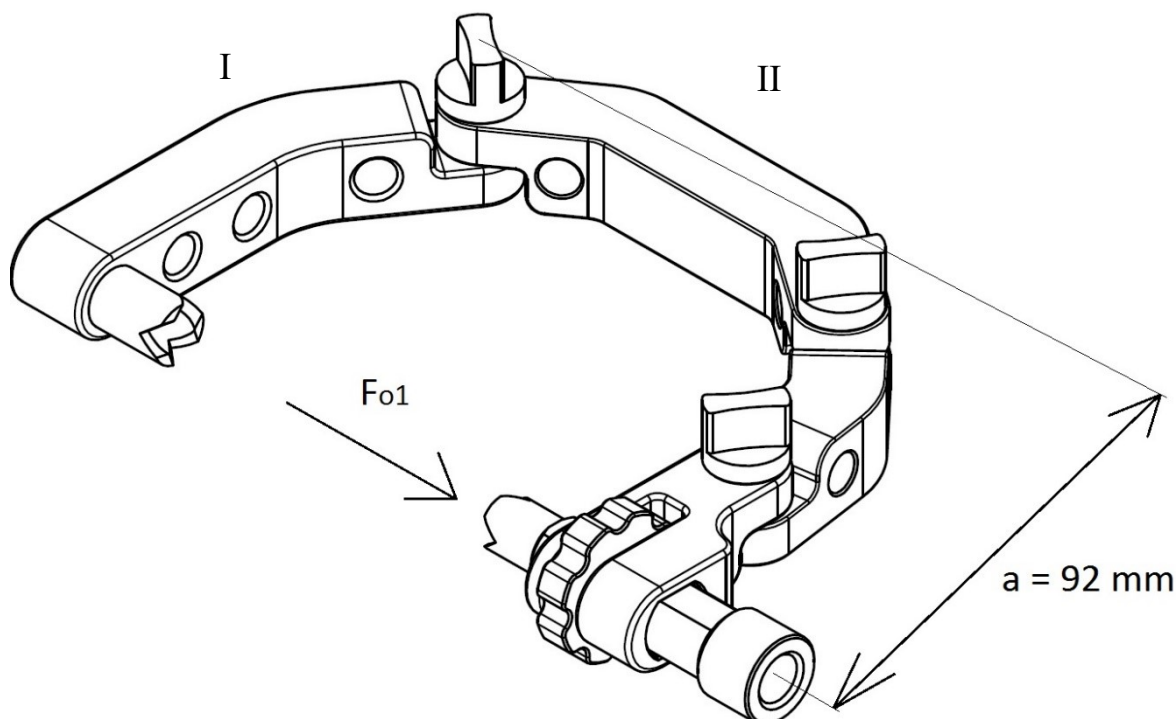
kde

n_z [1] počet chodů závitu

Minimální výška matice je rovna 1 mm, z ergonomického hlediska je výška matice volena $h = 8 \text{ mm}$.

7.3 Výpočet svěrného spojení v kloubu

Působením osově síly v pohybovém šroubu F_{o1} na rameni a je vyvolán krouticí moment M_k , který namáhá dotykové plochy v jednotlivých kloubech. Vycházím z předpokladu, že působící krouticí moment bude zachycen kloubovým spojem mezi ramenem I a II (viz obr. 7.6).



Obr.7.6 Znázornění působící síly a osově vzdálenosti mezi šrouby

Proti krouticímu momentu M_k bude působit třecí moment M_T v dotykových plochách kloubu:

$$\begin{aligned} M_T &= n \cdot M_k & [\text{Nmm}] \\ M_T &= p_1 \cdot d_h^2 \cdot l \cdot f_s & [\text{Nmm}] \end{aligned} \quad (15)$$

kde

p_1	[MPa]	tlak v dotykové ploše kloubu
d_h	[mm]	průměr hlavy upínacího šroubu, $d_h = 18 \text{ mm}$
f_s	[1]	součinitel smykového tření ve stykové ploše, volím $f_s = 0,4$ dle [10]
n	[1]	součinitel bezpečnosti 1,4 dle [10]

Vyjádřením p_1 a postupnou úpravou získáme vztah:

$$p_1 = \frac{M_T}{d_h^2 \cdot l \cdot f_s} \quad [\text{MPa}] \quad (16)$$

$$p_1 = \frac{n \cdot F_{o1} \cdot a \cdot 8}{f_s \cdot \pi \cdot d_h \cdot (d_h^2 - d_{d2}^2)} \quad [\text{MPa}] \quad (17)$$

kde

F_{o1}	[MPa]	síla v ose šroubu $F_{o1} = 67 \text{ N}$
a	[mm]	délka ramene páky, $a = 92 \text{ mm}$
d_{d2}	[mm]	průměr dřívku šroubu $d_{d2} = 6 \text{ mm}$

$$p_1 = \frac{1,4 \cdot 67 \cdot 92 \cdot 8}{0,4 \cdot \pi \cdot 18 \cdot (18^2 - 6^2)} \quad [\text{MPa}]$$

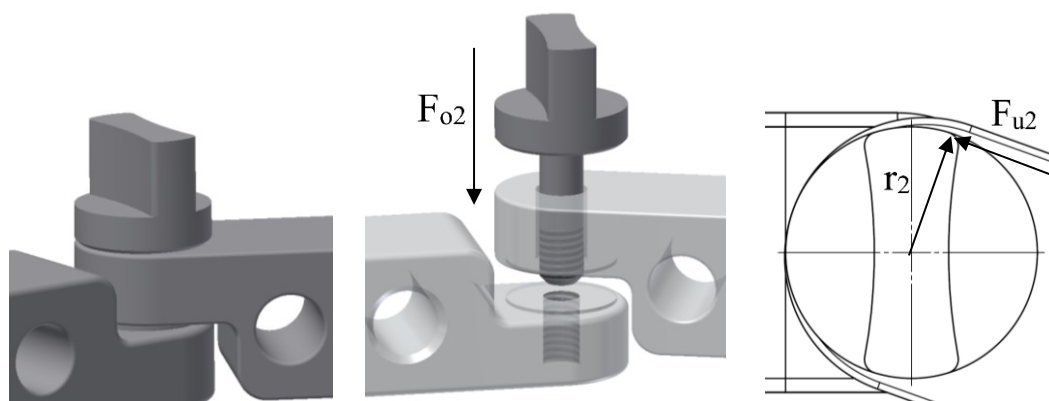
$$p_1 = 10,59 \text{ MPa}$$

Tlak $p_1 = 10,59 \text{ MPa}$ je potřebný k zamezení úhlového pootočení ramen vůči sobě (pro nejhorší možný případ, kdy je bráno, že celá působící síla je vztažena pouze na jeden kloub, tj. kloub mezi ramenem I a II).

7.3.1 Třecí spojení v kloubu

V jednotlivých ramenech jsou umístěny vložky. Stykové plochy těchto vložek jsou zdrsňeny z důvodu zvýšení součinitele tření mezi plochami. Zamezení pohybu v kloubu je realizováno po dotažení upínacího šroubu třením mezi dotýkovými plochami vložek.

V následujícím výpočtu je určena únosnost svěrného spoje pomocí tření, tzn. je spočítaná maximální velikost osově síly F_{o2} vycházející z tlaku p_1 . Ve spoji je použit šroub M6x1 délky 20 mm (viz obr. 7.7, podrobné údaje jsou uvedeny v tabulce 7.3).



Obr.7.7 Znáznornění upínacího šroubu procházejícího rameny přípravku a působících sil

Pro tlak p_1 určíme velikost utahovacího momentu na upínacím šroubu:

$$p_1 = \frac{4 \cdot F_{o2}}{\pi \cdot (d_h^2 - d_d^2)} \quad [\text{MPa}] \quad (18)$$

kde

F_{o2} [N] osová síla v upínacím šroubu

$$F_{o2} = \frac{\pi}{4} \cdot p_1 \cdot (d_h^2 - d_d^2) \quad [\text{N}] \quad (19)$$

$$F_{u2} = \frac{F_{o2}}{2} \cdot \tan(\gamma + \varphi') \cdot d_2 + F_{o2} \cdot f_h \cdot \frac{d_s}{2} \cdot \frac{1}{r_2} \quad [\text{N}] \quad (20)$$

kde

F_{u2} [N] utahovací síla na upínacím šroubu

r_2 [mm] rameno, na kterém působí síla vyvozená rukou, $r_2 = 9$ mm

f_h [1] součinitel tření na dosedací ploše hlavy šroubu, dle [8] volím $f_h = 0,20$

Tab. 7.3 Parametry závitu M6x1 [6]

Veličina	Označení	Velikost	Rozměr
Velký průměr (jmenovitý rozměr) závitu	d	6,000	[mm]
Střední průměr závitu	d_2	5,350	[mm]
Malý průměr závitu	d_3	4,773	[mm]
Rozteč	P	1	[mm]
Stoupání	P_h	1	[mm]
Úhel profilu	α	60	[°]
Velikost hlavy šroubu	d_s	18	[mm]

Velikost úhlu stoupání závitu γ a redukovaného třecího úhlu φ' určím dle vztahů (1), (2).

$$\gamma = \arctg \left(\frac{P_h}{\pi \cdot d_2} \right) \quad [^\circ]$$

$$\gamma = \arctg \left(\frac{1}{\pi \cdot 5,350} \right) \quad [^\circ]$$

$$\gamma = 3,40^\circ = 3^\circ 24'$$

$$\varphi' = \arctg \left(\frac{f_z}{\cos\left(\frac{\alpha}{2}\right)} \right) \quad [^\circ]$$

kde

f_z [1] součinitel smykového tření na závitu, dle tab. 7.2 volím pro povrch matice neupravený, povrch šroubu neupravený, nemazané závity $f_z = 0,25$ [8]

$$\varphi' = \arctg \left(\frac{0,25}{\cos\left(\frac{60}{2}\right)} \right) \quad [^\circ]$$

$$\varphi' = 16,102^\circ = 16^\circ 6'$$

$$\gamma \leq \varphi'$$

$$3^\circ 24' \leq 16^\circ 6'$$

Podmínka samosvornosti je splněna, šroub je samosvorný.

Osová síla v upínacím šroubu F_{o2} a z ní vycházející utahovací moment M_{u2} :

$$F_{o2} = \frac{\pi}{4} \cdot 10,59 \cdot (18^2 - 6^2) \quad [\text{N}]$$

$$\mathbf{F_{o2} = 2\,395\,N}$$

$$F_{u2} = \frac{2\,395}{2} \cdot \text{tg}(3,4 + 16,1) \cdot 0,00535 + 2\,395 \cdot 0,2 \cdot \frac{0,018}{2} \cdot \frac{1}{0,009} \quad [\text{N}]$$

$$\mathbf{F_{u2} = 481\,N}$$

$$M_{u2} = F_{u2} \cdot r_2 \quad [\text{N} \cdot \text{mm}] \quad (21)$$

$$M_{u2} = 481 \cdot 9 \quad [\text{N} \cdot \text{mm}]$$

$$\mathbf{M_{u2} = 4\,331\,N \cdot mm}$$

Utahovací moment $M_{u\check{c}}$, jenž je člověk schopen vyvinout, je přibližně roven:

$$M_{u\check{c}} = F_{u1} \cdot r_2 \quad [\text{N} \cdot \text{mm}]$$

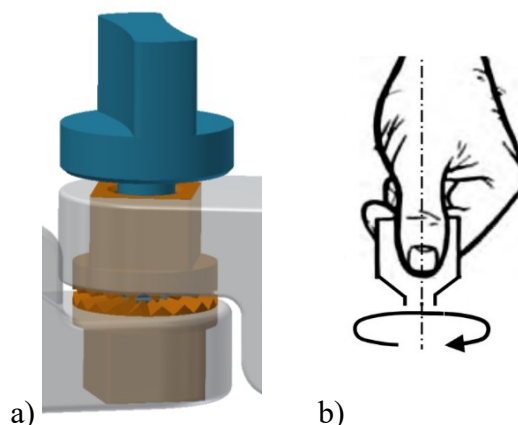
$$M_{u\check{c}} = 20 \cdot 9 \quad [\text{N} \cdot \text{mm}]$$

$$\mathbf{M_{u\check{c}} = 180\,N \cdot mm}$$

Při použití třecího spoje mezi rameny přípravku nejsme schopni vyvodit rukou dostatečný utahovací moment. Z tohoto důvodu bude třecí spoj nahrazen spojem tvarovým.

7.3.2 Tvarové spojení v kloubu vícehranem

Pro zvýšení účinnosti svěrného spojení jsou do ramen přípravků přidány vložky s vícehranem (viz obr. 7.8a).



Obr.7.8 a) Vložky s vícehranem v ramenech b) Znázornění možnosti uchycení hlavy šroubu [46]

Kroutící moment, jenž je vyvozen osovou silou ve šroubu F_{ol} a působící na rameni a má velikosti $M_k = 6\,164\text{ N}\cdot\text{mm}$.

Tento kroutící moment vyvolá na ploše vícehranu sílu F_{pl} :

$$M_k = F_{pl} \cdot i \cdot r_{pl} \quad [\text{MPa}] \quad (22)$$

$$F_{pl} = \frac{M_k}{i \cdot r_{pl}} \quad [\text{N}]$$

$$F_{pl} = \frac{6\,164}{20 \cdot 12} \quad [\text{N}]$$

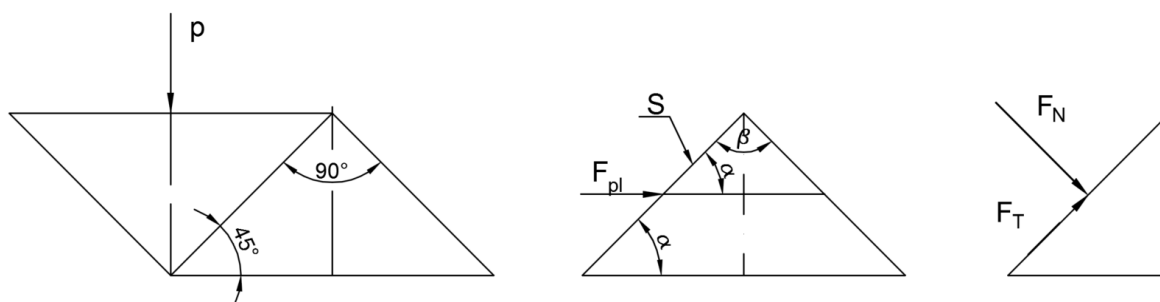
$$F_{pl} = 25,68\text{ N}$$

kde

i [1] počet ploch vícehranu, $i = 20$

r_{pl} [mm] rameno působíště síly, $r_{pl} = 12\text{ mm}$

Tato síla F_{pl} se rozkládá do normálové F_N a tečné složky F_T (viz obr. 7.9).



Obr.7.9 Znázornění působících sil na ploše vícehranu

Boční plochy vícehranu jsou od základny skloněny pod úhlem 45° , tudíž pro normálovou a tečnou složku síly platí:

$$\sin 45^\circ = \cos 45^\circ = \frac{\sqrt{2}}{2}$$

$$\sigma_n = \tau_t = \frac{F_{pl}}{S_t} \cdot \frac{\sqrt{2}}{2} \quad [\text{MPa}] \quad (23)$$

kde

σ_n [MPa] normálové napětí

τ_t [MPa] tečné napětí

F_{pl} [N] síla působící na jedné ploše vícehranu

S_t [mm²] plocha jedné hrany vícehranu, $S_t = 4,681 \text{ mm}^2$

$$\sigma_n = \tau_t = \frac{25,68}{4,681} \cdot \frac{\sqrt{2}}{2} \quad [\text{MPa}]$$

$$\sigma_n = \tau_t = 3,88 \text{ MPa}$$

Pro kontrolu vícehranu je nutno spočítat redukované napětí σ_{red} :

$$\sigma_{red} = \sqrt{\sigma_n^2 + 3 \cdot \tau_t^2} \quad [\text{MPa}] \quad (24)$$

$$\sigma_{red} = \sqrt{3,88^2 + 3 \cdot 3,88^2} \quad [\text{MPa}]$$

$$\sigma_{red} = 7,76 \text{ MPa}$$

Působící redukované napětí σ_{red} na jednu plochu, které vyvolá kroutící moment M_k je $\sigma_{red} = 7,76 \text{ MPa}$.

Tato hodnota je porovnána s dovoleným napětím pro použitý materiál 1.4021:

$$\sigma_{D \text{ ocel}} = \frac{R_e}{k_s} \quad [\text{MPa}] \quad (25)$$

$$\sigma_{D \text{ ocel}} = \frac{500}{5} \quad [\text{MPa}]$$

$$\sigma_{D \text{ ocel}} = 100 \text{ MPa}$$

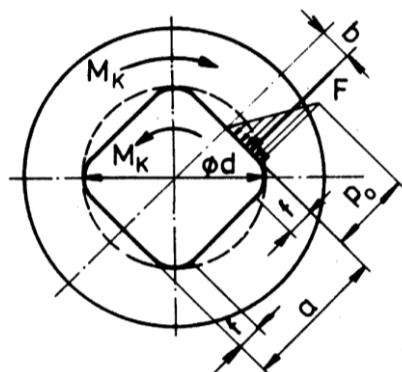
$$\sigma_{red} \leq \sigma_{D \text{ ocel}}$$

$$7,76 \text{ MPa} \leq 100 \text{ MPa}$$

Pevnostní podmínka je splněna, působící napětí je výrazně menší než dovolená mez. V úvahu připadá náhrada ocelové vložky za vložku z materiálu PEEK.

7.3.3 Tvarové spojení vložky v kloubu pomocí hranolu

Při zatížení kroutícím momentem je teoretický princip namáhání tohoto spoje znázorněn na obrázku (viz obr. 7.10). Pro zjednodušení lze předpokládat, že spoj je bez vůle a bez předpětí. Kroutící moment vyvolá tlak s trojúhelníkovým rozložením na polovině každé plochy.



Obr.7.10 Znázornění čtyřbokého hranolu vsazeného do ramene přípravku

$$p_2 = \frac{12 \cdot M_k \cdot \varphi}{l \cdot b \cdot n_h \cdot (a - 2 \cdot f)^2} \leq p_D \quad [\text{MPa}] \quad (26)$$

$$b = \frac{2}{3} \cdot \left(\frac{a}{2} - f \right) \quad [\text{mm}] \quad (27)$$

$$b = \frac{2}{3} \cdot \left(\frac{10,6}{2} - 3 \right) \quad [\text{mm}]$$

$$\mathbf{b = 1,53 \text{ mm}}$$

kde

n_h [-] počet hran, $n = 4$

a [mm] délka hrany, $a = 10,6 \text{ mm}$

l [mm] funkční délka spoje, $l = 7,5 \text{ mm}$

f [mm] velikost sražení hrany, $f = 3 \text{ mm}$

φ [-] opravný součinitel $\varphi = 1,3$ až 2 , volím $\varphi = 1,3$

$$p_2 = \frac{12 \cdot 6164 \cdot 1,3}{7,5 \cdot 1,53 \cdot 4 \cdot (10,6 - 2 \cdot 0,5)^2} \quad [\text{MPa}]$$

$$\mathbf{p_2 = 98,8 \text{ MPa}}$$

Při působení osové síly v pohybovém šroubu vznikne tlak mezi plochami ramen o velikosti $p_2 = 98,8 \text{ MPa}$.

Pro materiál PEEK je dle [47] dovolené napětí v tlaku $\sigma_{Dov} = 120$ až 300 MPa, volím $\sigma_{Dov} = 120$ MPa.

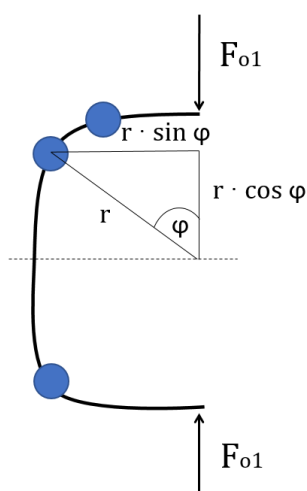
$$p_2 < \sigma_{Dov}$$

$$98,8 \text{ MPa} < 120 \text{ MPa}$$

Tudíž je zřejmé, že tlak působící na plochu čtyřhranu je menší než dovolené napětí v tlaku. Pevnostní podmínka je tedy splněna.

7.4 Výpočet silových poměrů na přípravku

Pro výpočet je konstrukce přípravku zjednodušena jako jeden tenký prut, na který působí osová síla pohybového šroubu F_{o1} (viz obr. 7.11).



Obr.7.11 Znázornění celkového napětí na rámu přípravku

Působící ohybový moment je funkcí úhlu φ :

$$M_o = F \cdot r \cdot \sin \varphi \quad [\text{N}] \quad (28)$$

Pro mezní úhly tudíž platí:

$$M_o(\varphi = 0) = 0 \quad [\text{N}]$$

$$M_o(\varphi = \frac{\pi}{2}) = F \cdot r \quad [\text{N}]$$

V prutu je vyvoláno napětí od ohybového momentu σ_{Mo} a napětí od posouvající síly σ_n :

$$\sigma_{Mo} = \frac{M_o}{W_o} = \frac{F_{o1} \cdot a}{\frac{a^3}{6}} \quad [\text{MPa}] \quad (29)$$

$$\sigma_{Mo} = \frac{67 \cdot 92}{\frac{20^3}{6}} \quad [\text{MPa}]$$

$$\sigma_{Mo} = 4,623 \text{ MPa}$$

$$\sigma_n = \frac{F_{o1}}{S} = \frac{F_{o1}}{a^2} \quad [\text{MPa}] \quad (30)$$

$$\sigma_n = \frac{67}{20^2} \quad [\text{MPa}]$$

$$\sigma_n = 0,167 \text{ MPa}$$

Celkové napětí σ_{red} je tedy součtem jednotlivých napětí:

$$\sigma_{red} = \sigma_{Mo} + \sigma_n \quad [\text{MPa}] \quad (31)$$

$$\sigma_{red} = 46235 + 0,167 \quad [\text{MPa}]$$

$$\sigma_{red} = 4,79 \text{ MPa}$$

Pro pevnostní podmínku platí:

$$\sigma_{red} < \sigma_{Dov}$$

$$4,79 \text{ MPa} < 120 \text{ MPa}$$

Podmínka je splněna, mnou navržený rám pevnostně vyhovuje.

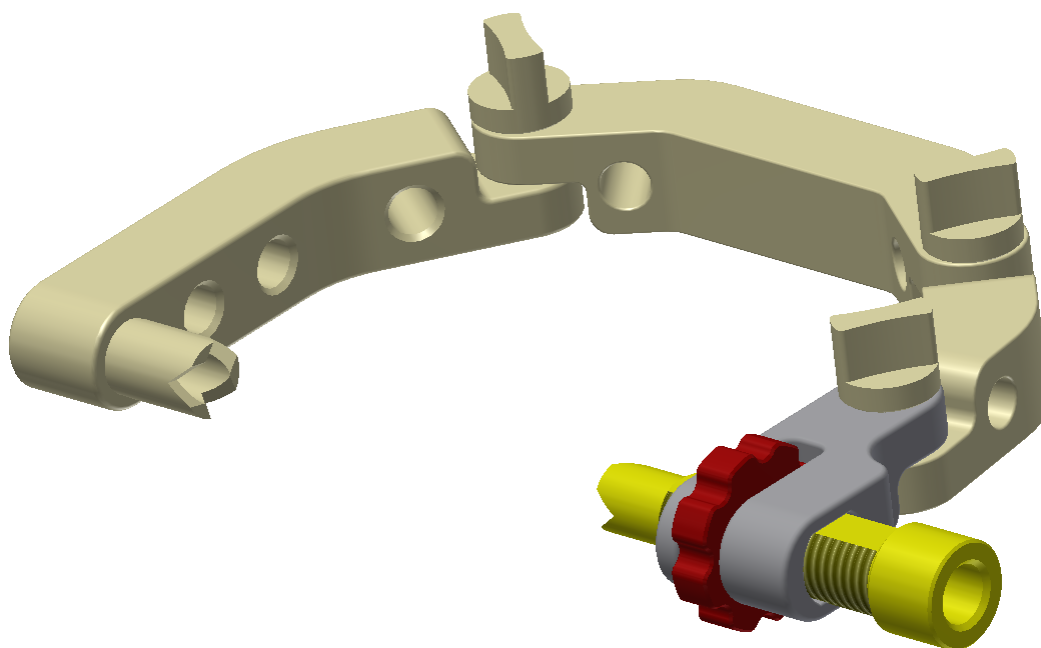
Působící napětí v ramenech přípravku je výrazně menší než dovolená mez, rozměry ramen jsou dány požadavky operátorů na uchopení přípravku. Z tohoto důvodu nelze rozměry přípravku zmenšit.

8 PEVNOSTNÍ ANALÝZA

Pevnostní analýza pomáhá v procesu konstruování zvolit nejvhodnější konstrukční řešení. Umožňuje přezkoumat vlastnosti a chování navrhované konstrukce již v prvotní fázi vývojového procesu. Díky této analýze je možno snadno a rychle minimalizovat hmotnost jednotlivých součástí a patřičnou tvarovou úpravou zajistit menší pevnostní napjatost v testovaném dílci.

Simulace zatížení byla provedena metodou konečných prvků v prostředí programu Autodesk Inventor 2015. Při pevnostní analýze kontroluji maximální napětí von Mises a posunutí.

Pro MKP jsem definoval materiál PEEK a jeho vlastnosti. Při torbě pevnostní analýzy jsem se zabýval kontrolou důležitého konstrukčního uzlu, spojení ramene přípravku s pohybovým šroubem a maticí (viz obr. 8.1). Toto spojení slouží k upnutí přípravku ke kolenu pacienta po dobu operace. Upnutím dochází k následné kompresi úlomků kostí kolene.



Obr. 8.1 Znázornění analyzovaného uzlu

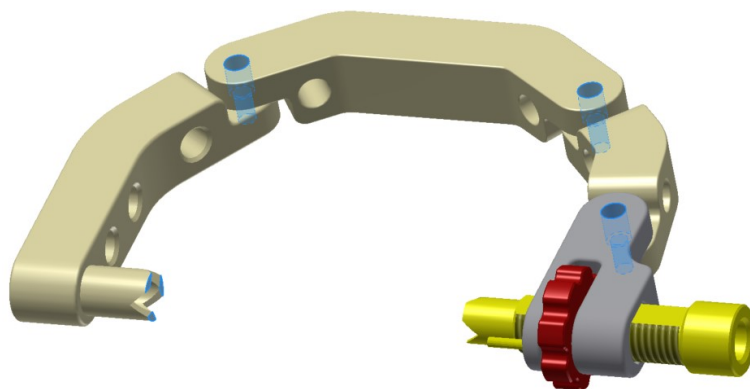
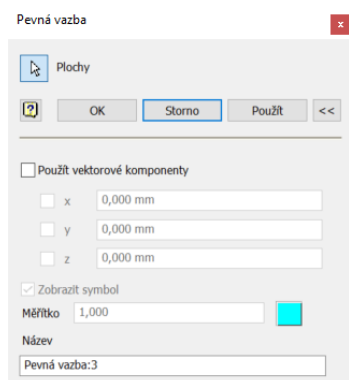
Okrajové podmínky:*Materiál:*

Pohybový šroub a matice jsou vyrobeny z materiálu 1.4021, ramena přípravku z materiálu PEEK. Mechanické vlastnosti oceli 1.4021 jsou $R_m = 840$ MPa a $R_e = 780$ MPa dle [35] a mez pevnosti materiálu PEEK je $R_m = 138$ MPa dle [38].

Vazby:

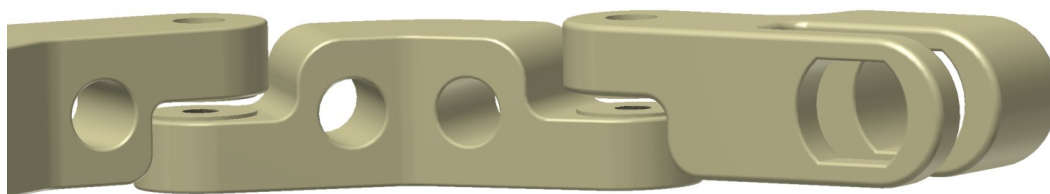
Pro analýzu je použito pevných vazeb, které omezují pohyb vybraných geometrií ve všech směrech.

Tyto vazby jsou umístěny na plochy hrotů opěrky a v otvorech pro upínací šrouby (viz obr. 8.2 – zvýrazněno modře).



Obr. 8.2 Umístění vazeb na přípravku

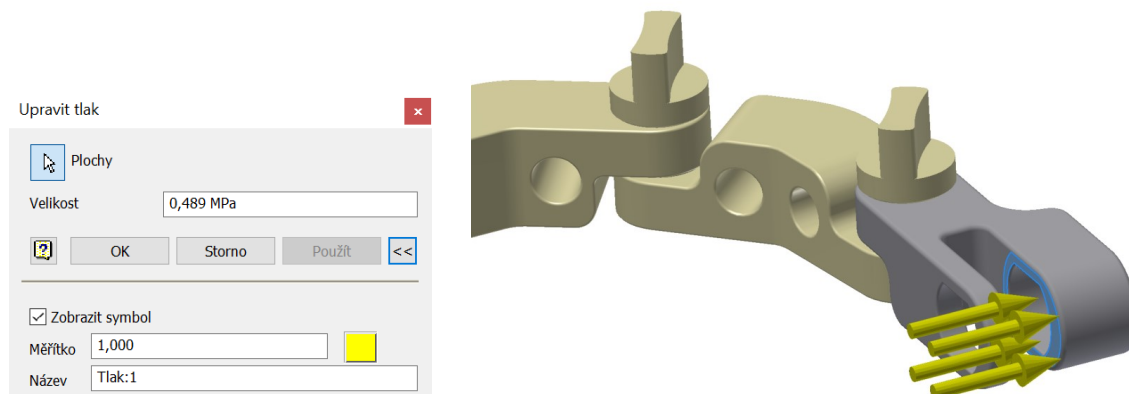
Z důvodu zjednodušení analýzy jsem vložky s vícehranem v kloubech nahradil vložkami s rovnými dotykovými plochami (viz obr. 8.3).



Obr. 8.3 Znázornění nahrazení vícehranů rovnými plochami

Zatížení:

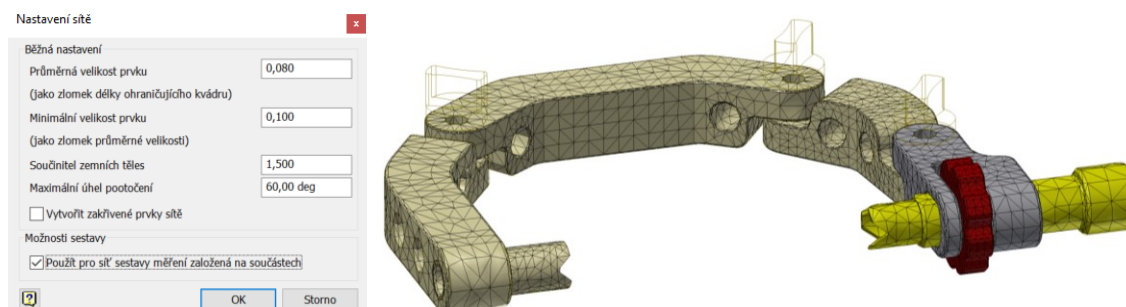
Při posunu pohybového šroubu dochází k opření matice o vnitřní plochu ramene přípravku, kdy na této ploše vzniká tlak od působící osově síly F_{o1} (viz. obr. 8.4). Velikost tlaku p od působící síly má velikost $p = 0,489$ MPa.



Obr. 8.4 Znázornění zatížení tlakem na plochu ramene

Sít':

Generování sítě je jedním ze základních předpokladů pro dosažení správných výsledků. Pro tvorbu sítě jsem zadal vstupní parametry patrné z tabulky (viz obr. 8.5).



Obr. 8.5 Nastavení a vykreslení sítě

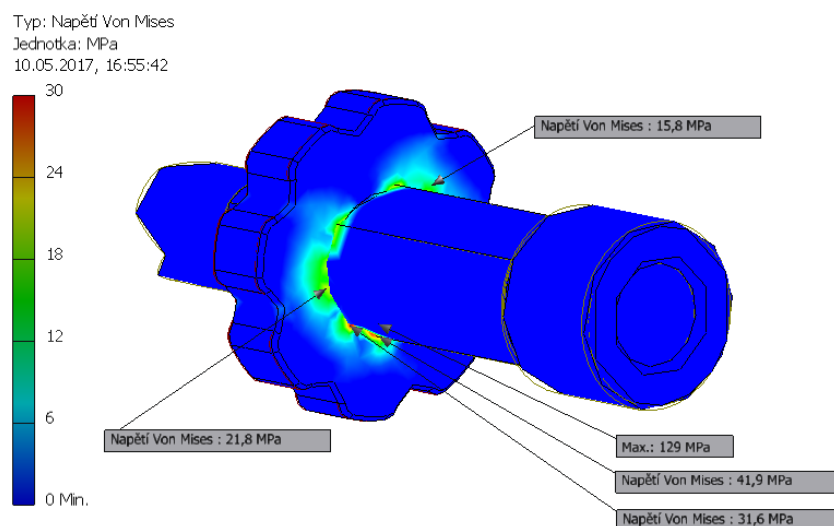
Dotyky:

Vázaný I – Pro spojení opěrky s hroty a levým ramenem je použito nalisovaného spoje. Dotyky mezi dříkem opěrky a otvorem v rameni přípravku jsou vázané, simulují pevné vazby.

Vázaný II – Spojení ramen přípravku ve třech kloubech je pro analýzu zjednodušeno úpravou dotkových ploch jako hladké. U všech dotkových ploch mezi koncovkami ramen jsou použity vázané dotyky. Tento dotyk umožňuje simulaci pevného spojení pomocí vícehranů, které jsou do nich zalisovány.

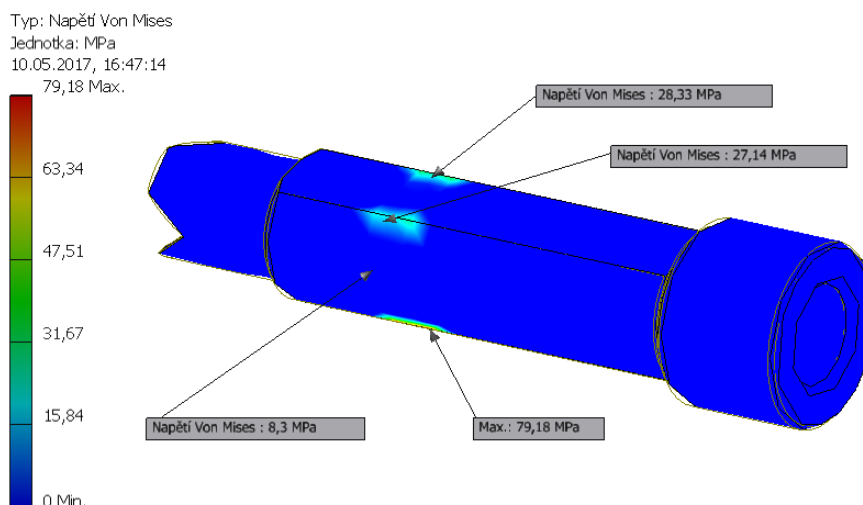
Výsledky:

Při analýze spojení pohybového šroubu a matice působí největší napětí o velikosti 129 MPa na hraně matice (viz obr. 8.6). Praktické použitelné napětí, které působí na dotykových hranách šroubu s maticí, dosahuje hodnot do 45 MPa. Pozn. při vykreslení simulace je nastavena horní mez stupnice napětí na 30MPa z důvodu lepšího prokreslení působícího zatížení.



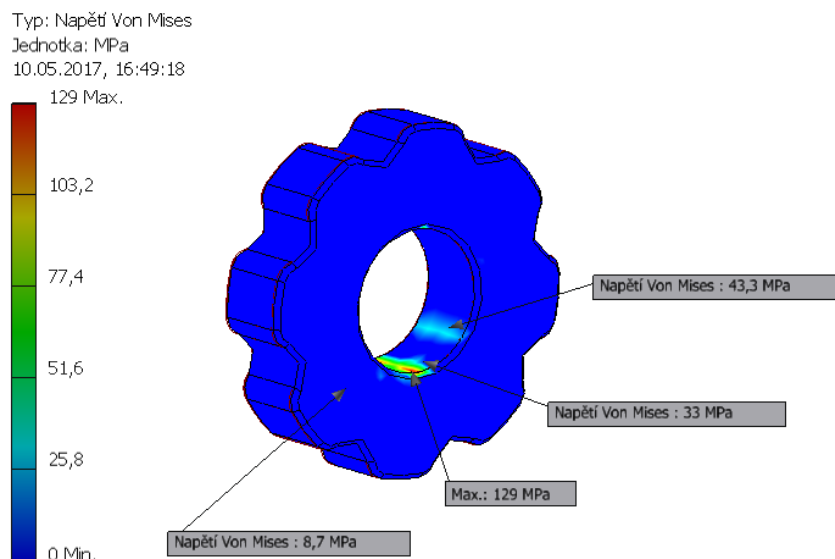
Obr.8.6 Znáznornění celkového napětí na rámu přípravku

MKP analýzou bylo zjištěno, že napětí v dotykových plochách pohybového šroubu (viz obr. 8.7) dosahuje maximální hodnoty 79,18 MPa. Toto napětí působí na hranovém styku mezi šroubem a maticí, v ostatních plochách pohybového šroubu jsou napětí výrazně menší, do 30 MPa.



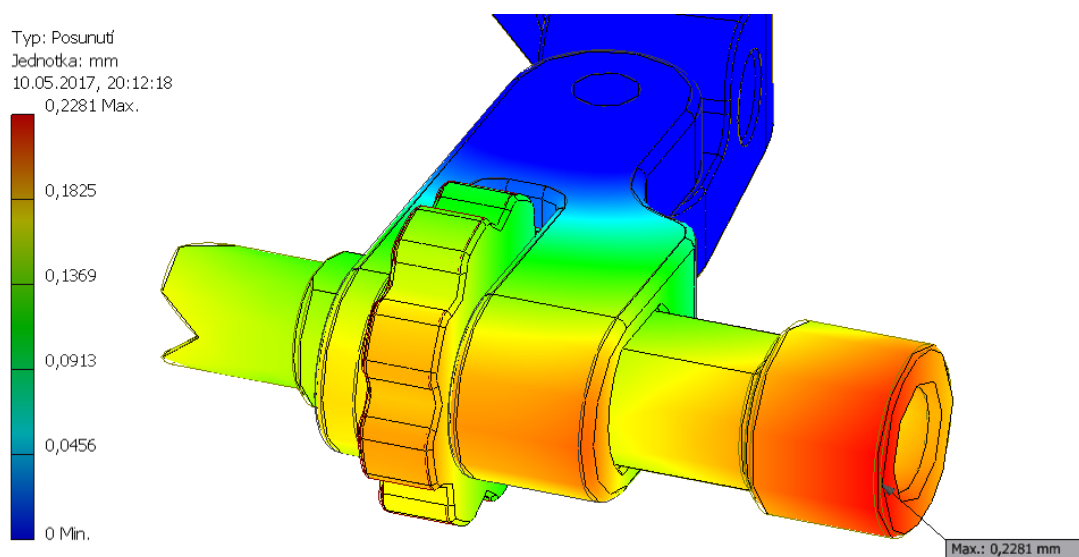
Obr. 8.7 Znáznornění napětí působící na pohybový šroub

Největší působící napětí se nachází na matici, v hranovém dotyku s pohybovým šroubem. Napětí dosahuje hodnoty 129 MPa (viz obr. 8.8). Toto napětí je pouze lokální a je možno jej zanedbat. V ostatních plochách matice jsou hodnoty napětí výrazně nižší, do 45 MPa. Působící napětí však dosahují větších hodnot než u pohybového šroubu.



Obr. 8.8 Znáznornění napětí působící na dotykových plochách matice

Působením sil při upínání přípravku se řešený uzel deformuje jen minimálně (největší deformace je rovna $\approx 0,23$ mm, viz obr. 8.9), což je i při takto malých rozměrech součástí hodnota zanedbatelná.



Obr. 8.9 Znáznornění deformací působících na řešené spojení

ZÁVĚR

Úkolem mé diplomové práce bylo navrhnout přípravek, který usnadní lékařům úkony při operacích kolene. Navrhovaný přípravek bude sloužit ke kompresi úlomků kostí kolene. V případě vzniku komplikované zlomeniny dolního konce femuru, horního konce tibie či v případě kombinace obou dochází ke zborcení anatomického postavení úlomku kostí. Při operačním výkonu je tak nutné zajistit jejich správné postavení.

Na základě poznatků o současně používaných přípravcích pro fixaci a repozici zlomenin a poznatků z oblasti léčby poranění kostí kolenního kloubu jsem postupně navrhl čtyři varianty konstrukčního řešení přípravku s uvedenými výhodami a nevýhodami. Jednotlivé varianty jsem konzultoval s lékaři z traumatologického oddělení a odborníky z oblasti konstruování. Některé varianty se následně ukázaly z různých důvodů pro praxi nevhodné. U varianty přípravku, který nejvíce splňoval zadané požadavky, jsem detailně popsal jednotlivé díly přípravku a postup použití přípravku při operaci, tj. princip zavádění vrtacích pouzder do přípravku.

V další části mé práce jsem provedl pevnostní výpočty a pomocí metody konečných prvků jsem stanovil místa s největším napětím a deformacemi v programu Autodesk Inventor 2015. Výsledky pevnostních výpočtů a MKP analýzy ukázaly, že navržená konstrukce pevnostně vyhovuje.

Přípravek vyhovuje zadaným požadavkům, tzn. umožňuje kompresi s následnou fixací úlomků kostí. Konstrukce přípravku splňuje požadavky pro opětovné použití. Přípravek je konstruován pro zavádění kanylovaných kostních šroubů o průměrech 4,5 mm, 5 mm nebo 7 mm s podmínkou použití výměnných pouzder o různých průměrech. Jednotlivé části přípravku jsou konstruovány s ohledem na bezpečnost pacienta či členů operačního týmu.

Mnou navrhovaný přípravek zpřesní práci operatérů při repozici úlomků kostí kolenního kloubu. V dnešní době lékařům obdobný přípravek na sálech schází, tudíž vzešel požadavek na jeho konstrukční návrh.

Konstrukce přípravku je výhodná z hlediska její úhlové nastavitelnosti, možnosti rychlého nasazení na koleno pacienta a přesného vedení instrumentária potřebného k operaci. Další nespornou výhodou tohoto přípravku je jeho transparentnost vůči RTG snímání.

Poděkování

Tímto bych chtěl poděkovat vedoucímu mé diplomové práce panu Ing. Oldřichu Učňovi, Ph.D. z Katedry výrobních strojů a konstruování VŠB-TU Ostrava za odborné rady, podněty k řešení práce a poznámky, které mi poskytoval v průběhu vypracovávání mé diplomové práce. Zvláštní poděkování patří panu Ing. Tomáši Haplovi z Katedry výrobních strojů a konstruování VŠB-TU Ostrava za pomoc při vypracovávání této práce. Jedním z lékařů, se kterým jsem konzultoval mou práci, byl MUDr. Ľubor Bialý z Fakultní nemocnice Ostrava, kterému bych tímto rád poděkoval za podmětné připomínky týkající se lékařských postupů, které mě přiměly hledat nová a vhodnější konstrukční řešení.

Dále bych rád poděkoval všem, se kterými jsem v průběhu vypracovávání mé práce konzultoval postupy vedoucí k nalezení správného konstrukčního řešení přípravku.

SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

- [1] FLEISCHMANN, Jaroslav; LINC Rudolf. *Anatomie člověka I.*; 2.upr. vyd.; 4. nezm. vyd. Praha. SPN. 1981 273 s.
- [2] NAŇKA Ondřej; ELIŠKOVÁ Miloslava. *Přehled anatomie.*; 2. doplněné a přepracované vydání. GALÉN. 2009. 416 s. ISBN 978-80-7262-612-0
- [3] DUNGL, Pavel. *Ortopedie: 2.*, přepracované a doplněné vydání. Grada Publishing, a.s., 2014. 1192 s. ISBN8024743574, 9788024743578
- [4] POLOMSKÝ, O. *Zevní fixátor pro fixaci dlouhých kostí*: diplomová práce. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita. Fakulta strojní. 2012. 60 s.
- [5] NEČAS Alois; GRIFFON J. Dominique. *Chirurgická léčba zlomenin.*: vyd. 1. Brno: VFU. 2005. 96 s. ISBN 80-730-5513-9
- [6] LEINVEBER, Jan; VÁVRA, Pavel. *Strojnické tabulky*. Úvaly: ALBRA. 2003. 872 s. ISBN 80-86490-74-2
- [7] KALÁB, Květoslav. *Části a mechanismy strojů pro bakaláře: části spojovací*. 1. vydání dotisk. Ostrava: Ediční středisko VŠB-TU Ostrava. 2008. 90 s. ISBN 978-80-248-1290-8
- [8] DEJL, Zdeněk. *Konstrukce strojů a zařízení I: spojovací části strojů*. Ostrava: Montanex. 2000. 236 s. ISBN 80-7225-018-3
- [9] NĚMČEK M.: *Řešené příklady z částí a mechanismů strojů. Spoje*. Skriptum VŠB-TU, Ostrava, Ostrava 2002, ISBN 80-248-0050-0
- [10] KŘÍŽ R.; VÁVRA P.; *Strojírenská příručka. Části a převody (2.část) 6.svazek*. SCIENTEA spol. s.r.o pedagogické nakladatelství, Praha, 1995, ISBN 80-85827-88-3
- [11] *Velký lékařský slovník*
Dostupné z: <<http://lekarske.slovniky.cz>> [cit. 2017-04-18]
- [12] *Advances in Bone Tissue Engineering*
Dostupné z: <<http://www.intechopen.com/books/regenerative-medicine-and-tissue-engineering/advances-in-bone-tissue-engineering>> [cit. 2017-04-12]
- [13] *Soustava kosterní (opěrná)*
Dostupné z: <http://ostrava-educanet.cz/biologie/ostrava-educanet.cz/www_biologie/index84f7.html?option=com_content&view=article&id=38&Itemid=38> [cit. 2017-04-12]
- [14] *Biomechanika - studijní materiály*
Dostupné z: <<http://www.kme.zcu.cz/kmet/bio/ksspojeni.php>> [cit. 2017-04-12]

- [15] *Kloub - Wikipedie*

Dostupné z: <<https://cs.wikipedia.org/wiki/Kloub>> [cit. 2017-04-12]

- [16] *Základy sportovní kineziologie, Fakulta sportovních studií – Základní složky pohybového systému*

Dostupné z: <http://is.muni.cz/do/1451/e-learning/kineziologie/elportal/pages/zakladni_slozky.html> [cit. 2017-03-13]

- [17] *Základy anatomie pohybového ústrojí, Fakulta sportovních studií Masarykovy univerzity*

Dostupné z: <https://is.muni.cz/do/fsps/e-learning/zaklady_anatomie/zakl_anatomie_I/pages/nauka_o_kloubech-puvodni.html> [cit. 2017-03-13]

- [18] *Základy sportovní kineziologie, Fakulta sportovních studií – Pohyby v kloubech*

Dostupné z: <https://is.muni.cz/do/fsps/e-learning/kineziologie/elportal/pages/pohyby_v_kloubech.html> [cit. 2017-03-13]

- [19] *Základy kineziologie dolní končetiny*

Dostupné z: <<http://vos.palestra.cz/skripta/kineziologie/7a4a1.htm>> [cit. 2017-03-13]

- [20] *Zlomeniny dolního konce kosti stehenní (fractura femoris distalis) - Ortopedie - traumatologie.cz*

Dostupné z: <[http://www.ortopedie-traumatologie.cz/Zlomeniny-dolního-konce-kosti-stehenní-\(fractura-femoris-distalis\)](http://www.ortopedie-traumatologie.cz/Zlomeniny-dolního-konce-kosti-stehenní-(fractura-femoris-distalis))> [cit. 2017-04-12]

- [21] *Tibia proximal - aocms*

Dostupné z: <<https://cms.aot-start.org/index.php/lower-extremity/tibia-proximal>> [cit. 2017-04-12]

- [22] *Zlomeniny kostí - 2. část- Zdravě.cz*

Dostupné z: <<https://zlomenina.zdrave.cz/zlomeniny-kosti-2-cast/>> [cit. 2017-04-12]

- [23] *Základní typy operace kloubů – Mluvme o kloubech*

Dostupné z: <<http://mluvmeokloubech.cz/2016/12/zakladni-typy-operace-kloubu/>> [cit. 2017-04-12]

- [24] *Distal Femur – Reduction and Fixation*

Dostupné z:

<https://www2.aofoundation.org/wps/portal/surgery?showPage=redfix&bone=Femur&segment=Distal&classification=33-B1.3&treatment=&method=ORIF&implanttype=Lag%20screws%20with%20buttress%20plate&approach=&redfix_url=1285238414911&Language=en> [cit. 2017-04-12]

[25] *Proximal tibia – Reduction and Fixation*

Dostupné z:

<https://www2.aofoundation.org/wps/portal/surgery?showPage=redfix&bone=Tibia&segment=Proximal&classification=41-C3&treatment=&method=Direct%20reduction&implanttype=Conventional%20plates&approach=&redfix_url=1285239020226&Language=en> [cit. 2017-04-17]

[26] *Proximal tibia 41-C2 Indirect reduction*

Dostupné z:

<https://www2.aofoundation.org/wps/portal/surgery?showPage=redfix&bone=Tibia&segment=Proximal&classification=41-C2&treatment=&method=Indirect%20reduction&implanttype=Angular%20stable%20plates&approach=&redfix_url=1285239020007&Language=en#stepUnit-3> [cit. 2017-04-17]

[27] *Proximal tibia 41-C1 Direct reduction*

Dostupné z:

<https://www2.aofoundation.org/wps/portal/surgery?showPage=redfix&bone=Tibia&segment=Proximal&classification=41-C1&treatment=&method=Direct%20reduction&implanttype=Conventional%20plates&approach=&redfix_url=1285239019789&Language=en#stepUnit-3> [cit. 2017-04-17]

[28] *Distal femur 33-C3 ORIF.*

Dostupné z:

<[https://www2.aofoundation.org/wps/portal/surgery?showPage=redfix&bone=Femur&segment=Distal&classification=33-C3&treatment=&method=ORIF&implanttype=Less%20invasive%20stabilization%20system%20\(LISS\)&approach=&redfix_url=1285238417489&Language=en](https://www2.aofoundation.org/wps/portal/surgery?showPage=redfix&bone=Femur&segment=Distal&classification=33-C3&treatment=&method=ORIF&implanttype=Less%20invasive%20stabilization%20system%20(LISS)&approach=&redfix_url=1285238417489&Language=en)> [cit. 2017-04-17]

[29] *Tibial shaft*

Dostupné z:

<<https://www2.aofoundation.org/wps/portal/surgery?showPage=preparation&contentUrl=srg/42/03-Preparation/42-PosConsv-FlexKnee.jsp&bone=Tibia&segment=Shaft&preparation=Flexed%20knee&Language=en>> [cit. 2017-04-12]

[30] *Patella.*

Dostupné z:

<https://www2.aofoundation.org/wps/portal/surgery?showPage=preparation&contentUrl=srg/34/03-Preparation/P2-sup_pos_split_table.jsp&bone=Knee&segment=Patella&preparation=Supine%20position%20on%20a%20split%20table&Language=en> [cit. 2017-04-17]

[31] *Distal femur - Supine position knee flexed 90°*

Dostupné z:

<https://www2.aofoundation.org/wps/portal/surgery?showPage=preparation&contentUrl=srg/33/03-Preparation/P4-sup_pos_knee_flex_90.jsp&bone=Femur&segment=Distal&preparation=Supine%20position%20knee%20flexed%2090%C2%B0&Language=en> [cit. 2017-04-17]

[32] *Distal femur - Supine position knee flexed 30°*

Dostupné z:

<https://www2.aofoundation.org/wps/portal/surgery?showPage=preparation&contentUrl=srg/33/03-Preparation/P1-sup_pos_knee_flex_30.jsp&bone=Femur&segment=Distal&preparation=Supine%20position%20knee%20flexed%2030%C2%B0&Language=en> [cit. 2017-04-17]

[33] *Kolena, operace, přetržené vazy, menisky, artróza...*

Dostupné z: <<http://www.offmoto.com/viewtopic.php?id=12774&p=7>> [cit. 2017-04-12]

[34] *Dew-stahl.com*

Dostupné z: <http://www.dew-stahl.com/fileadmin/files/dew-stahl.com/documents/Publikationen/Werkstoffdatenblaetter/RSH/1.4021_de.pdf> [cit. 2017-04-18]

[35] *420 Stainless Steel, annealed wire*

Dostupné z:

<<http://www.matweb.com/search/datasheet.aspx?matguid=17f8eef56dcb4c1bad0a21f9cb8378c4&ckck=1>> [cit. 2017-04-22]

[36] *Properties: Stainless Steel - Grade 420 (UNS S42000)*

Dostupné z: <<http://www.azom.com/properties.aspx?ArticleID=972>> [cit. 2017-04-22]

- [37] *Polyetheretherketon (PEEK) - I. část: Perspektivní materiál pro ortopedickou a traumatologickou praxi*
Dostupné z: <<http://www.achot.cz/detail.php?stat=412>> [cit. 2017-04-22]
- [38] *Fyzikální vlastnosti KETRON PEEK-1000*
Dostupné z: <<http://www.eppplasty.cz/pdf/PEEK.pdf>> [cit. 2017-04-22]
- [39] *Ketron 1000 PEEK, Extruded Unfilled Polyetherether Ketone (Product Data Sheet)*
Dostupné z:
<<http://www.matweb.com/search/DataSheet.aspx?MatGUID=53b9159c018544a599a06726922c9b8e>> [cit. 2017-04-22]
- [40] *Properties: Supplier Data - Polyetheretherketone (PEEK)*
Dostupné z: <<http://www.azom.com/properties.aspx?ArticleID=1882>> [cit. 2017-04-22]
- [41] *Šrouby kostní kanylované – Katalog šroubů*
Dostupné z: <<http://medin.cz/srouby-kostni-kanylovane>>
< <http://medin.cz/data/filecache/news/file/katalog-traumatologie-srouby-kostni.pdf>> [cit. 2017-04-17]
- [42] *Kirschnerovy dráty – Katalog drátů*
Dostupné z: <<http://medin.cz/kirschnerovy-draty-a-k-draty>>
<<http://medin.cz/data/filecache/news/file/katalog-traumatologie-draty-a-drobne-implantaty.pdf>> [cit. 2017-04-17]
- [43] *Vishal surgitech PVT. LTD.*
Dostupné z: <<http://vishalsurgitech.com/products/wire-pins-1>> [cit. 2017-03-17]
- [44] *Operační technika - Hřeb rekonstrukční krátký – PFN*
Dostupné z: <<http://medin.cz/data/filecache/news/file/op014cs-r02-hreb-rekonstrukcni-kratky-pfn-full.pdf>> [cit. 2017-03-24]
- [45] *Operační technika – Set na extrakci šroubů*
Dostupné z: <<http://medin.cz/data/filecache/news/file/2525252525.pdf>> [cit. 2017-03-24]
- [46] *Vybrané kapitoly z experimentální biomechaniky*
Dostupné z:
<<https://www.fbmi.cvut.cz/files/predmety/29/public/Vybran%C3%A9%20kapitoly%20z%20experiment%C3%A1ln%C3%AD%20biomechaniky.pdf>> [cit. 2017-05-08]
- [47] *Polyetheretherketone (PEEK) - MakeItFrom.com*
Dostupné z: <<http://www.makeitfrom.com/material-properties/Polyetheretherketone-PEEK>> [cit. 2017-05-08]

SEZNAM PŘILOŽENÝCH VÝKRESŮ

DP-POV-01-01	SESTAVNÝ VÝKRES
DP-POV-01-02	RAMENO I
DP-POV-01-03	RAMENO I DLOUHÉ
DP-POV-01-04	RAMENO II
DP-POV-01-05	RAMENO II DLOUHÉ
DP-POV-01-06	RAMENO III
DP-POV-01-07	RAMENO IV
DP-POV-01-08	POHYBOVÝ ŠROUB
DP-POV-01-09	MATICE
DP-POV-01-10	OPĚRKA
DP-POV-01-11	UPÍNACÍ ŠROUB
DP-POV-01-12	VLOŽKA BEZ ZÁVITU
DP-POV-01-13	VLOŽKA SE ZÁVITEM

OBSAH CD-ROMU

Diplomová práce ve formátu *.pdf

Kompletní výkresová dokumentace ve formátu *.pdf

3D Modely přípravku ve formátu *.stp